

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY  
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

**ÚSTAV AUTOMATIZACE A MĚŘICÍ TECHNIKY**

DEPARTMENT OF CONTROL AND INSTRUMENTATION

**NÁSTROJE PRO PŘEDZPRACOVÁNÍ RENTGENOVÝCH  
SNÍMKŮ**

RADIOGRAPHY IMAGE PREPROCESSING TOOLS

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Bc. Petr Chmelař**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. Petr Petyovský, Ph.D.**

**BRNO 2018**

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Kybernetika, automatizace a měření**

Ústav automatizace a měřicí techniky

**Student:** Bc. Petr Chmelař

**ID:** 164299

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2017/18

**NÁZEV TÉMATU:**

## Nástroje pro předzpracování rentgenových snímků

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Cílem práce jen navrhnout a realizovat metody předzpracování rentgenových (RTG) snímků dle těchto požadavků:

1. Seznamte se principy pořizování rentgenových (RTG) snímků. Provedte literární rešerši metod předzpracování RTG obrazu.
2. Navrhněte a realizujte metody pro předzpracování série rentgenových snímků za účelem: Odstranění šumu, zvýšení dynamického rozsahu či zvětšení rozlišení.
3. Vytvořte rozšířenou množinu testovacích snímků pro každou zvolenou metodu předzpracování RTG snímků.
4. Provedte literární rešerši datových formátů pro ukládání rentgenových snímků. Na základě výsledků rešerše zvolte vhodný formát.
5. Navrhněte a realizujte software (ve formě knihovny) pro práci se zvoleným datovým formátem RTG snímků.
6. Navrhněte a implementujte vhodnou aplikaci umožňující předzpracování obrazu pomocí metod zvolených v bodě 2.
7. Do aplikace doplňte knihovnu realizovanou v bodě 5, která umožní export předzpracovaných dat do zvoleného datového formátu.
8. Zhodnoťte dosažené výsledky a navrhněte další možná rozšíření a vylepšení.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SONKA, M., HLAVAC, V., BOYLE, R.: Image Processing, Analysis, and Machine Vision, 3rd Edition, Thomson 2007, ISBN 049508252X.

[2] Practice for Digital Imaging and Communication in Nondestructive Evaluation (DICONDE). ASTM International. <https://doi.org/10.1520/e2339-15>

**Termín zadání:** 5.2.2018

**Termín odevzdání:** 14.5.2018

**Vedoucí práce:** Ing. Petr Petyovský, Ph.D.

**Konzultant:** Ing. Ondřej Vičar

**doc. Ing. Václav Jirsík, CSc.**  
*předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Tato práce se zabývá návrhem a realizací metod předzpracování rentgenových snímků a jejich ukládání. V první části práce byly na základě literární rešerše současných metod navrženy a realizovány algoritmy pro předzpracování série rentgenových snímků, jako průměrování po obrazové registraci nebo sloučení snímků v HDR snímek pomocí Debevecovy metody. V další části byla provedena literární rešerše datových formátů, na základě které byla implementována knihovna pro ukládání rentgenových snímků. Obě implementované metody umožňují potlačit šum s náhodným rozdělení, sloučením série rentgenových snímků. Aplikace implementované Debevecovy metody zároveň umožňuje zvýšit dynamický rozsah snímku.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

předzpracování rentgenových snímků, radiografie, HDR, snižování šumu, zvýšení dynamického rozsahu, DICONDE, DICOM,

## **ABSTRACT**

This thesis deals with design and realization of methods of preprocessing of X-ray images and its storage. In the first part of this thesis, there were designed and implemented methods for preprocessing of series of X-ray images such as averaging after image registration or merging of images to a HDR image using Debevec method. In the following part of the thesis, there was done a literary research of data formats based on which was implemented a library for x-ray images storage. Both implemented methods allow to reduce a random noise by merging a series of images. Application of the Debevec method also allow to increase a dynamic range of image.

## **KEYWORDS**

X-ray image preprocessing, radiography, HDR, noise reduction, dynamic range enhancement, DICONDE, DICOM,

CHMELAŘ, Petr. *Nástroje pro předzpracování rentgenových snímků*. Brno, 2018, 105 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav automatizace a měřicí techniky. Vedoucí práce: Ing. Petr Petyovský, Ph.D.



## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Nástroje pro předzpracování rentgenových snímků“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno .....

.....

podpis autora

## PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu semestrální práce panu Ing. Petru Petyovskému, Ph.D. za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci. Mé poděkování také patří společnosti ELEDUS za zapůjčení technického vybavení.

Brno .....

.....

podpis autora(-ky)

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>13</b>
<b>1 Principy pořizování rentgenových snímků</b>	<b>14</b>
1.1 Vznik rentgenového záření . . . . .	14
1.1.1 Brzdné záření . . . . .	15
1.1.2 Charakteristické záření . . . . .	16
1.2 Rentgenka . . . . .	16
1.2.1 Principy fungování rentgenky . . . . .	17
1.2.2 Spektrum rentgenového záření rentgenky . . . . .	18
1.2.3 Konstrukce rentgenky . . . . .	18
1.3 Detekce rentgenového záření . . . . .	21
1.3.1 Parametry detektorů . . . . .	21
1.4 Filmové systémy . . . . .	24
1.5 Digitální systémy . . . . .	24
1.5.1 Nepřímá radiografie (CR) . . . . .	24
1.5.2 Přímá radiografie (DR) . . . . .	25
<b>2 Metody předzpracování rentgenových snímků</b>	<b>29</b>
2.1 Reprezentace digitálního snímku . . . . .	29
2.1.1 Prostorová oblast . . . . .	29
2.1.2 Frekvenční oblast . . . . .	30
2.2 Metody předzpracování rentgenových snímků . . . . .	30
2.2.1 Odstranění šumu průměrováním . . . . .	31
2.2.2 Zvýšení dynamického rozsahu metodou HDR (High Dynamic Range) . . . . .	35
<b>3 Předzpracování série rentgenových snímků</b>	<b>38</b>
3.1 Pořízení testovacích snímků . . . . .	38
3.2 Průměrování po registraci (AAR) . . . . .	38
3.2.1 Testovací snímky pro AAR . . . . .	39
3.2.2 Ověření funkčnosti metody AAR . . . . .	40
3.3 Zvýšení dynamického rozsahu Debevecovou metodou . . . . .	42
3.3.1 Testovací snímky pro Debevecovu metodu . . . . .	43
3.3.2 Ověření funkčnosti Debevecovy metody . . . . .	44
3.3.3 Předzpracování snímků . . . . .	44
3.3.4 Získání charakteristické křivky a sloučení snímků . . . . .	46
3.3.5 Výsledky aplikace Debevecovy metody . . . . .	47

<b>4</b>	<b>Vytvoření množiny testovacích snímků</b>	<b>49</b>
4.1	Pořízení snímků . . . . .	49
4.1.1	Předzpracování snímků . . . . .	50
<b>5</b>	<b>Datové formáty pro ukládání rentgenových snímků</b>	<b>51</b>
5.0.1	Datový formát DICOM . . . . .	51
<b>6</b>	<b>Implementace knihovny DICOM</b>	<b>55</b>
6.1	Požadavky . . . . .	55
6.2	Knihovna třetí strany . . . . .	56
6.2.1	Fellow Oak DICOM (FoDicom) . . . . .	56
6.3	Implementace knihovny . . . . .	58
6.3.1	Abstrakce rozhraní FoDicom . . . . .	59
6.3.2	Abstrakce knihovny FoDicom . . . . .	60
6.3.3	Implementace práce se souborem . . . . .	60
6.3.4	Implementace modelu a image pixel modulu . . . . .	60
<b>7</b>	<b>Implementace předzpracování série rentgenových snímků</b>	<b>62</b>
7.1	Implementace AAR . . . . .	62
7.1.1	Výsledky aplikace implementovaného algoritmu AAR . . . . .	64
7.2	Implementace Debevecovy metody . . . . .	65
7.2.1	Výsledky aplikace implementovaného Debevecova algoritmu . . . . .	68
<b>8</b>	<b>Ukázková aplikace</b>	<b>70</b>
8.1	Návrh . . . . .	70
8.1.1	Komunikace ukázkové aplikace s předzpracováním série snímků	70
8.1.2	Návrh ukázkové aplikace . . . . .	73
8.2	Implementace . . . . .	75
8.2.1	Služba pro předzpracování série snímků . . . . .	75
8.2.2	Ukázková aplikace . . . . .	77
8.2.3	Distribuce ukázkové aplikace a služby předzpracování snímků . . . . .	80
8.2.4	Výsledky ukázkové aplikace . . . . .	80
<b>9</b>	<b>Výsledky a zhodnocení</b>	<b>83</b>
<b>10</b>	<b>Závěr</b>	<b>86</b>
	<b>Seznam symbolů, veličin a zkratk</b>	<b>94</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>95</b>
<b>A</b>	<b>Popis struktury adresáře</b>	<b>96</b>

<b>B</b>	<b>Spuštění aplikace a služby</b>	<b>97</b>
B.0.1	Spuštění služby v Docker kontejneru . . . . .	97
B.0.2	Spuštění ukázkové aplikace . . . . .	97
<b>C</b>	<b>Výsledné snímky</b>	<b>100</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

1.1	Scéna pro pořizování rentgenových snímků. . . . .	14
1.2	Vznik brzdného záření při interakci rychle se pohybujícího elektronu s atomem wolframu. . . . .	15
1.3	Ideální spektrum brzdného záření. . . . .	16
1.4	Vznik charakteristického záření v atomu wolframu při vyražení elektronu z K-Vrstvy elektronem s kinetickou energií vyšší, než vazební energie vyraženého elektronu. . . . .	17
1.5	Rentgenka se zdroji proudu a napětí. . . . .	18
1.6	Rentgenka se zdroji proudu a napětí. . . . .	19
1.7	Rotační a stacionární anoda. . . . .	20
1.8	Katoda s dvěma žhavicími vlákny. . . . .	21
1.9	Závislost výstupu detektorů na dávce rentgenového záření. . . . .	23
1.10	Proces získání digitálního snímku při nepřímé radiografii. . . . .	25
1.11	Polovodičový TFT detektor s nepřímým (A) a přímým (B) převodem rentgenového záření . . . . .	26
1.12	Rozdíl mezi nestrukturovanou (A) a strukturovanou (B) scintilační vrstvou TFT detektoru s nepřímým převodem. . . . .	26
1.13	Princip polovodičového TFT detektoru s přímým převodem rentgenového záření . . . . .	28
2.1	Porovnání úspěšnosti hledání klíčových bodů a jejich deskriptorů pro různé metody v závislosti na rotaci snímku. . . . .	32
2.2	Princip výběru okolí a způsob indexování pixelů metody FAST. . . .	34
3.1	Porovnání zobrazení stejného 14 bitového snímku alokovaného v 16 bitech ve IrfanView (vlevo – s normalizací) a Windows Photo Viewer (vpravo – bez normalizace). . . . .	39
3.2	Vývojový diagram AAR s konkrétně zvolenými metodami pro jednotlivé operace. AAR. . . . .	40
3.3	Tři snímky ze série zašumělých snímků zapalovače s posunem objektu ve scéně. . . . .	41
3.4	Výsledek průměrování s obrazovou registrací (vlevo) a bez obrazové registrace (vpravo). . . . .	42
3.5	Série kalibračních snímků s dobami expozice 20 ms, 40 ms, 80 ms, 160 ms, 320 ms, 640 ms a 1280 ms. . . . .	43
3.6	Série testovacích snímků s dobami expozice 40 ms, 80 ms, 160 ms, 320 ms a 640 ms. . . . .	44
3.7	Vývojový diagram implementace metody HDR. . . . .	45
3.8	Charakteristická křivka detektoru získaná pomocí OpenCV. . . . .	46

3.9	Výsledný snímek po aplikaci Debevecovy metody a Dragova tone mappingu získaný pomocí OpenCV. . . . .	47
5.1	Základní části informačního modelu DICONDE a vazby mezi nimi. [29]	52
5.2	Struktura dat souboru v DICOM formátu. [29] . . . . .	53
6.1	Graf závislostí implementované aplikace. . . . .	59
7.1	Normalizované vzorky ze série testovacích snímků VGA kabelu s posouváním předmětem ve scéně. . . . .	63
7.2	Výsledek implementovaného algoritmu AAR. . . . .	64
7.3	Nalezená kalibrační křivka pro 8-bitový obor hodnot (vlevo) a její interpolovaný ekvivalent pro 16-bitový obor hodnot (vpravo) . . . . .	66
7.4	Kalibrační snímky s dobami expozice 40 ms, 80 ms, 160 ms, 320 ms a 640 ms. . . . .	67
7.5	Série snímků s nízkým dynamickým rozsahem s dobami expozice 20 ms, 40 ms, 80 ms, 160 ms, 320 ms a 640 ms. . . . .	68
7.6	Výsledný HDR snímek po aplikaci tone mappingu před normalizací (vlevo) a po normalizaci (vpravo) . . . . .	69
8.1	Návrh ukázkové aplikace se službou pro předzpracování série rentgenových snímků. . . . .	71
8.2	Implementace ukázkové aplikace a sužby pro předzpracování série rentgenových snímků. . . . .	76
8.3	Výsledky aplikace Debevecovy metody (vlevo) a metody AAR (vpravo) získaných pomocí ukázkové aplikace. . . . .	82
C.1	Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků zapalovac. . . . .	100
C.2	Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků vga. . . . .	101
C.3	Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků usb_to_rs232. . . . .	102
C.4	Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků programator. . . . .	103
C.5	Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků penezenka. . . . .	104
C.6	Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků demo_board. . . . .	105

# SEZNAM TABULEK

4.1	Nasnímané série rentgenových snímků. . . . .	49
-----	--	----



# SEZNAM VÝPISŮ

6.1	Metody FoDicom pro práci se souborem. . . . .	57
6.2	Metody FoDicom pro práci s atributy. . . . .	57
6.3	Metody FoDicom pro práci s image pixel modulem. . . . .	58
7.1	Implementované funkce AAR. . . . .	62
7.2	Implementované funkce Debevecovy metody. . . . .	65
8.1	Definice zprávy snímku. . . . .	72
8.2	Definice zprávy dotazu. . . . .	72
8.3	Definice zprávy odpovědi. . . . .	73
8.4	Definice služby. . . . .	73
8.5	Volání příkazu hdrcalib. . . . .	74
8.6	Volání příkazu hdr. . . . .	75
8.7	Volání příkazu aar. . . . .	75
8.8	Metody třídy ImprocServicer. . . . .	76
8.9	Metody pro kontrolu dotazu. . . . .	77
8.10	Funkce pro volání předzpracování snímků. . . . .	77
8.11	Vytvoření instance třídy ImprocClient. . . . .	78
8.12	Volání metod instance klienta. . . . .	78
8.13	Metody pro převod mezi instancemi IDicomModel a PixelData. . . . .	79
8.14	Implementované metody pro volání metod služby. . . . .	79
8.15	Spuštění Docker obrazu služby v kontejneru. . . . .	80
8.16	Aplikování AAR na sérii snímků pomocí ukázkové aplikace. . . . .	81

# ÚVOD

Tato práce se zabývá předzpracováním série digitálních rentgenových snímků a jejich ukládáním. Oblast předzpracování rentgenových snímků je mimo jiné využívána v oborech, které se zabývají nedestruktivní rentgenovou defektoskopií, která se díky tlaku na zvyšování kvality výrobků, těší čím dál větší popularitě. Motivací pro výběr tohoto tématu byla možnost navržení a ověření nových částí pro software rentgenového zařízení, na jehož vývoji se podílím a také získání znalostí o nových technologiích, které mohou být využity při dalším vývoji zmiňovaného zařízení či v osobních projektech.

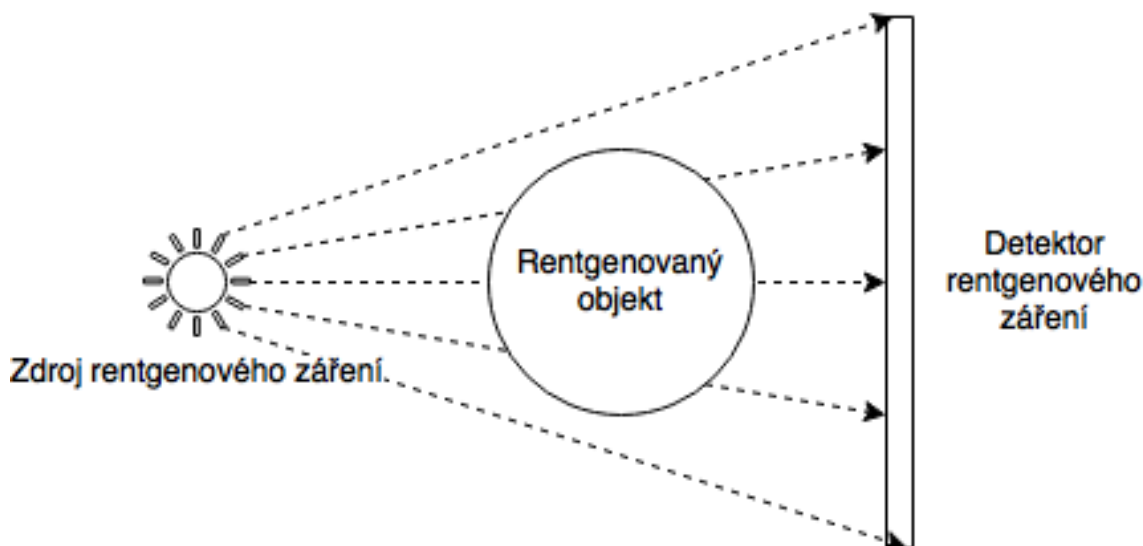
Cílem práce je návrh a implementace nástrojů pro předzpracování rentgenových snímků. Na základě teoretických poznatků, které pojednávají o principech pořizování rentgenových snímků a jejich předzpracování, jsou navrženy a implementovány metody pro odstranění šumu a zvýšení dynamického rozsahu. Metody jsou po implementaci ověřeny jejich aplikováním na sérii testovacích snímků, za účelem využití v dalších částech této práce. Zároveň je pro možnost čtení vstupních dat a ukládání výsledků navržených metod, je na základě literární rešerše datových formátů navržena a implementována knihovna pro práci se zvoleným formátem.

Navržené metody předzpracování jsou využity pro implementaci v rámci aplikace, jež umožňuje předzpracování série rentgenových snímků. Vytvořená aplikace dokáže po rozšíření o knihovnu pro práci se zvoleným datovým formátem, načítat vstupní série rentgenových snímků a aplikovat na ně metody předzpracování, jejichž výsledek je uložen jako výstupní soubor ve zvoleném datovém formátu. Takto implementovaná aplikace, je poté využita pro aplikaci metod předzpracování na nasnímanou rozšířenou množinu snímků, za účelem zhodnocení výsledků implementovaných metod předzpracování.

# 1 PRINCIPY POŘIZOVÁNÍ RENTGENOVÝCH SNÍMKŮ

Pořizování rentgenových snímků je prováděno pomocí zdroje záření, rentgenovaného objektu a detektoru rentgenového záření. Rentgenové záření je definováno jako elektromagnetické vlny s vlnovou délkou od 10 nm do 1 pm, jejichž energie se nejčastěji pohybuje od 1 keV do 200 keV. [3]

Scéna pro pořizování rentgenových snímků (obrázek 1.1) se skládá z výše zmíněných objektů: zdroje rentgenového záření, rentgenovaného objektu a detektoru rentgenového záření. Zdroj rentgenového záření ozařuje elektromagnetickým vlněním o vlnové délce od 5 pm do 50 pm rentgenovaný objekt. V závislosti na tloušťce a absorpčních vlastnostech objektu se část záření absorbuje a zbylá část záření dopadá na detektor rentgenového záření. Výstupem detektoru je poté obraz ve stupních šedi. [4]



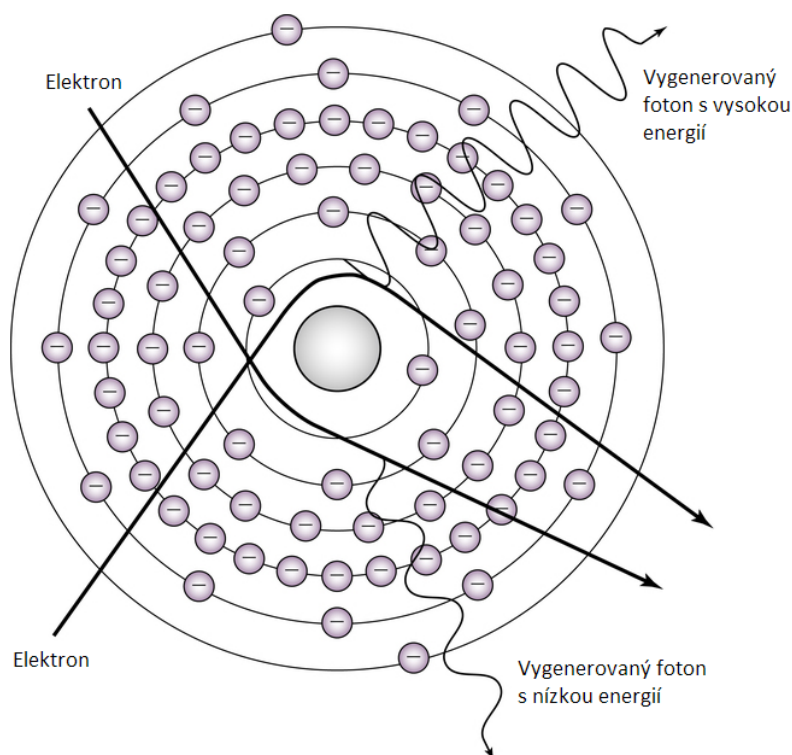
Obr. 1.1: Scéna pro pořizování rentgenových snímků.

## 1.1 Vznik rentgenového záření

Elektromagnetické záření, kterému se říká rentgenové, vzniká buď při přechodu elektronů mezi vnitřními vrstvami těžších atomů – charakteristické X-záření, nebo při dopadu urychlených elektronů na anodu a jejich prudkému zabrzdění – brzdné záření. [3]

### 1.1.1 Brzdné záření

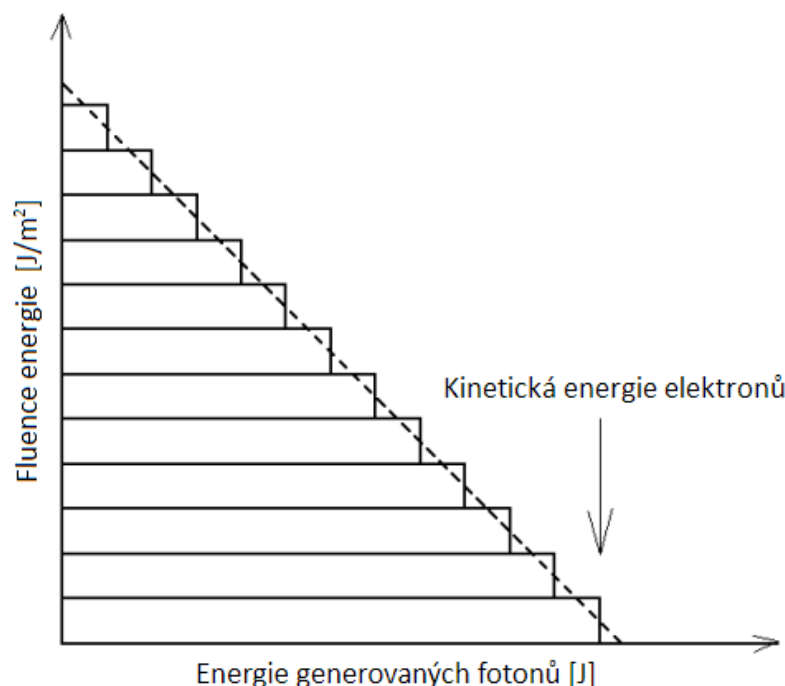
V případě, že se akcelerovaný elektron přiblíží k jádru atomu (například wolframu), silné Coulombovy síly mezi jádrem atomu a letícím elektronem způsobí zbrzdění elektronu a změnu jeho trajektorie. Během zpomalení rychle letícího elektronu je jeho kinetická energie přeměňována na brzdné záření. [5] Tento proces popisuje obrázek 1.2.



Obr. 1.2: Vznik brzdného záření při interakci rychle se pohybujícího elektronu s atomem wolframu. [6]

Ideální spektrum brzdného záření lze popsat pomocí zjednodušeného modelu, který neuvažuje kvantovou mechaniku. Zjednodušený model pracuje s proudem elektronů přibližujících se k atomu. Uvažíme-li pole v okolí jádra atomu rozdělené na několik kruhových vrstev dle působících brzdných sil, tak lze říct, že generované brzdné záření brzděním proudu elektronů má spektrum, které odpovídá plochám těchto vrstev. Čím blíže je vrstva pole k jádru atomu, tím větší brzdnou silou působí na letící elektron a tím větší je energie vygenerovaného fotonu. Zároveň čím je vrstva pole vzdálenější od jádra atomu, tím větší má plochu a tím více fotonů je schopna vygenerovat. Fotony generované ve vzdálenějších vrstvách od jádra mají nižší energii vzhledem k nižším brzdným silám působícím na přibližující se elektrony. [7]

Ideální spektrum brzdného záření zjednodušeného modelu ukazuje obrázek 1.3. Ze spektra je zřetelné, že největší energii, která se blíží kinetické energii elektronů má jen zlomek z celkového počtu generovaných fotonů – fotony generované elektrony, které byly zabrzděny ve vrstvě nejbližší jádru.



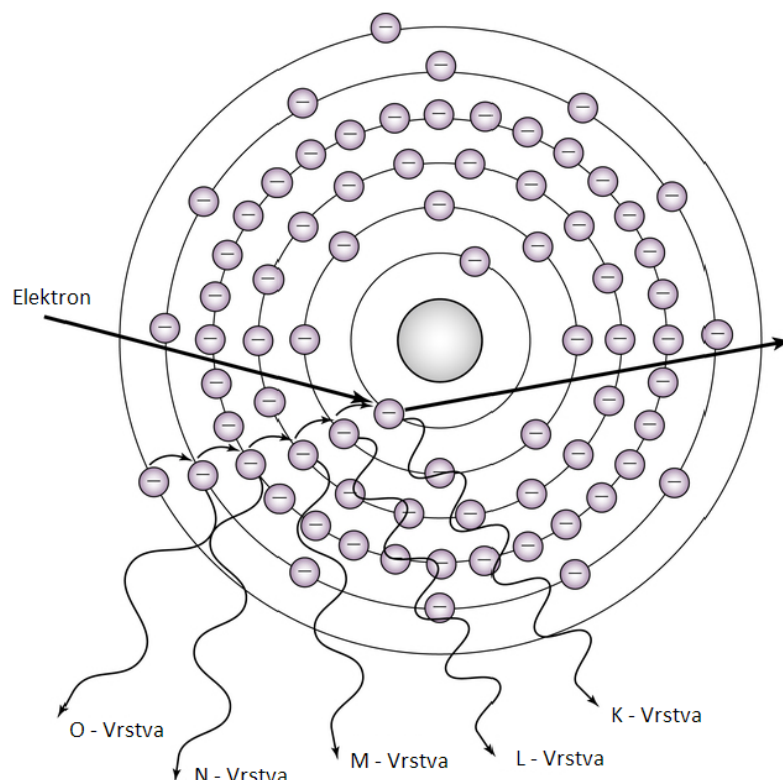
Obr. 1.3: Ideální spektrum brzdného záření. [5]

### 1.1.2 Charakteristické záření

Charakteristické záření vzniká při přechodu elektronu z vyšší elektronové vrstvy atomu do nižší. Při přechodu elektron ztrácí energii, která je emitovaná jako foton charakteristického záření. Energie emitovaného fotonu odpovídá rozdílu energií vrstev, mezi kterými elektron přechází. Spektrum charakteristického záření je monochromatické a odvíjí se od druhu atomu. Proces vzniku charakteristického záření popisuje obrázek 1.4. [5]

## 1.2 Rentgenka

Zdrojem rentgenového záření při pořizování rentgenových snímků je nejčastěji speciální vakuová elektronka (obrázek 1.6), která je často nazývána jako rentgenka, rentgenová lampa či rentgenová trubice. [4] Rentgenku si lze představit jako zařízení, které převádí energii elektronů na elektromagnetické záření s odpovídající energií.



Obr. 1.4: Vznik charakteristického záření v atomu wolframu při vyražení elektronu z K-Vrstvy elektronem s kinetickou energií vyšší, než vazební energie vyraženého elektronu. [6]

Expozice a spektrum záření může být řízena nastavením parametrů rentgenky jako jsou napětí (kV), proud (mA) a doba expozice (s). [5]

### 1.2.1 Principy fungování rentgenky

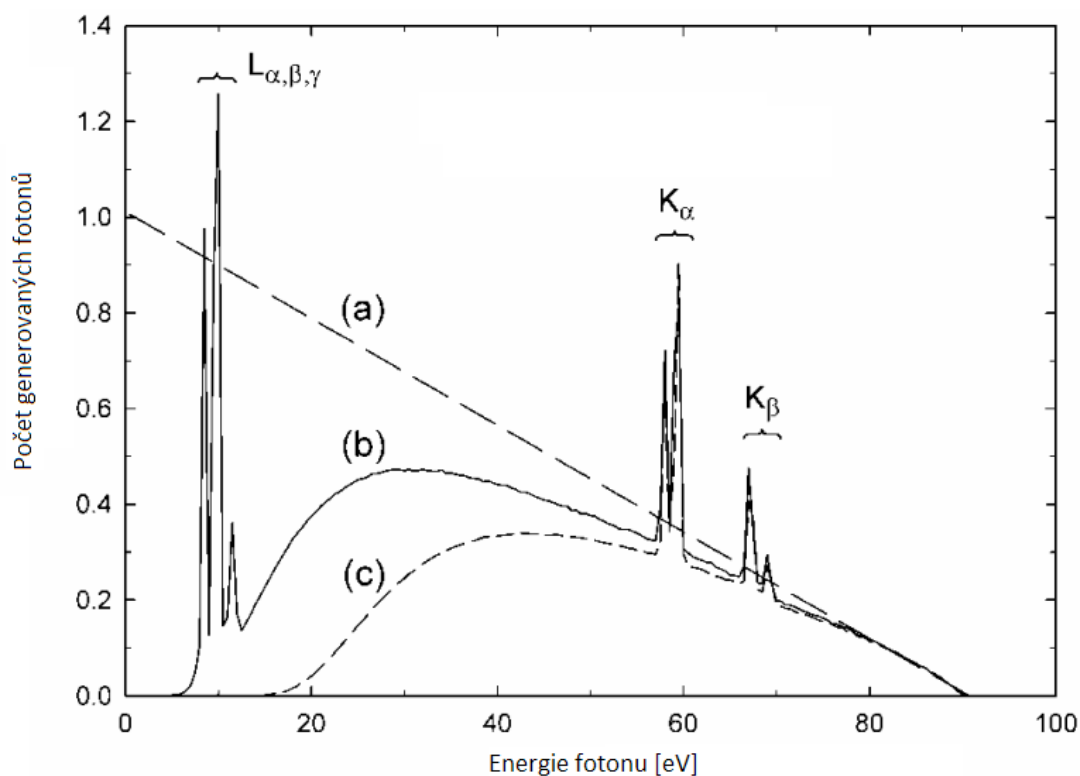
Energie je do rentgenky přiváděna proudem elektronů s potenciální energií odpovídající napětí na vysokonapěťovém zdroji (1 kV odpovídá 1 keV), potažmo napětí mezi anodou a katodou rentgenky. Během průchodu elektronu rentgenkou dochází k přeměně jeho potenciální energie na energii kinetickou, která je následně přeměněna na elektromagnetické záření a teplo.

Kinetická energie elektronu při dopadu na anodu odpovídá napětí na vysokonapěťovém zdroji, tedy původní potenciální energii. Kinetická energie je přeměňována zbrzděním atomů při dopadu na anodu při interakci s atomy materiálu na brzdné a charakteristické rentgenové záření. [7] Proud elektronu je emitován při žhavení katody se záporným napětím. Množství emitovaných elektronů může být řízeno změnou žhavicího proudu. [5]

### 1.2.2 Spektrum rentgenového záření rentgenky

Jedním z parametrů rentgenky je spektrum vyzařovaného rentgenového záření (obrázek 1.5). Při dopadu elektronů na anodu vznikají dva typy rentgenového záření: brzdné a charakteristické, jejichž obecné principy byly popsány v kapitole 1.1. Obrázek 1.5 ukazuje celkem tři charakteristiky záření při napětí na elektrodách 90 kV:

- (a) Ideální spektrum brzdného záření – spektrum, které již bylo popsáno v obrázku 1.3.
- (b) Generované spektrum – reálné spektrum skládající se z brzdného a charakteristického záření.
- (c) Filtrované spektrum – spektrum s útlumem odpovídajícím cloně z hliníku o tloušťce 2.5 mm.



Obr. 1.5: Rentgenka se zdroji proudu a napětí. [5]

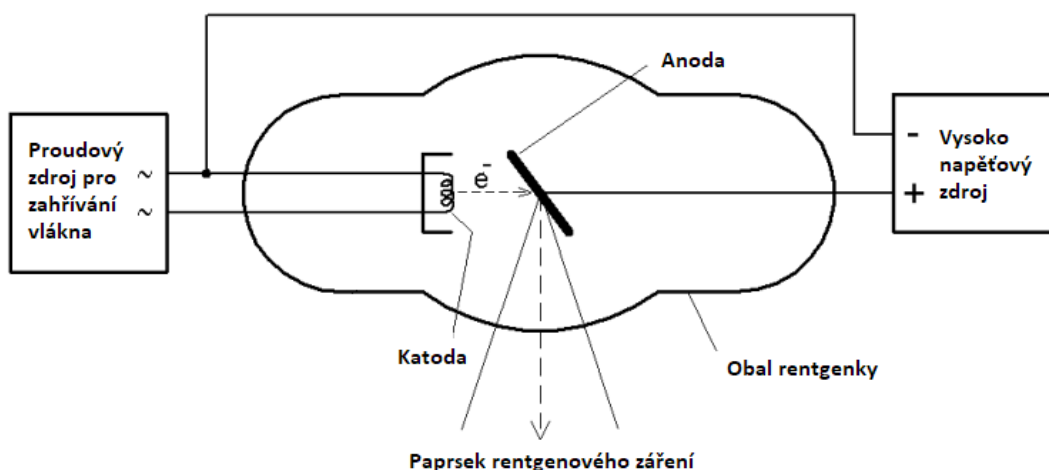
### 1.2.3 Konstrukce rentgenky

Z důvodu tepelného ohřevu anody po dopadu zrychlených elektronů a vysokého napětí na elektrodách musí být rentgenky oproti běžným elektronkám robustní konstrukce. Chlazení samotné anody může být zajištěno její velikostí, rotací nebo aktiv-

ním chlazením. Rentgenky lze rozdělit do několika kategorií podle způsobu využití a konstrukce [4]:

- Rentgenky pro průmyslové ozařování a radioterapeutické použití – rentgenky s pevnou anodou, kde je chlazení zajištěno průtokem chladicího média. U tohoto typu rentgenek je častým požadavkem vysoká energie a intenzita záření. Naopak zde není vyžadováno zaměřování elektronů do téměř bodového ohniska.
- Rentgenky pro rentgenovou diagnostiku – rentgenky se soustředěním elektronů do ohniska. Tento typ využívá rotující anody proti nadměrnému přehřívání anody v místě ohniska.
- Speciální rentgenky - rentgenky rozšířené o třetí elektrodu (drátěnou mřížku umístěnou mezi katodou a anodou v těsné blízkosti katody), sloužící k řízení proudu protékajícího anodou. Proud je řízen napětím, které je přivedeno na drátěnou mřížku.

Generované záření ještě předtím, než opustí rentgenku, musí projít skrz různé materiály, které záření filtrují. Těmito materiály mohou být například samotná anoda, materiál trubice rentgenky, chladicí medium apod. Úbytek záření při průchodu materiály se uvádí jako útlum, který je ekvivalentní hliníkové cloně o určité tloušťce (mmAl). Typická hodnota útlumu u běžných rentgenek bývá od 0.5 mmAl do 1 mmAl.



Obr. 1.6: Rentgenka se zdroji proudu a napětí. [5]

## Anoda

Rentgenové záření je generováno v části rentgenky, která se nazývá anoda. Tato část bývá tvořena velkým kusem železného materiálu, na který je přivedeno kladné



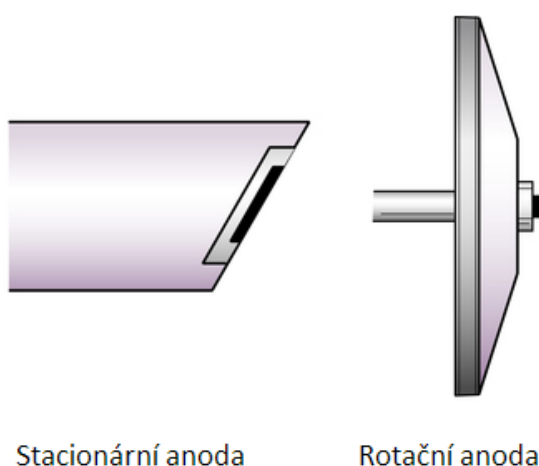
napětí vysokonapětového zdroje. Anoda jako taková plní v rentgence dvě funkce:

- Převod elektrické energie na rentgenové záření.
- Odvod tepla, které vzniká během procesu generování rentgenového záření.

Jako vhodný materiál anody lze považovat materiál takový, který dokáže co největší podíl elektrické energie převést na záření. Efektivita převodu závisí na atomovém čísle materiálu anody ( $Z$ ) a kinetické energii dopadajícího elektronu na katodu.[7]

Nejvíce rentgenek využívá jako materiál anody wolfram s atomovým číslem 74. Wolfram je vhodný díky vysokému atomovému číslu a vysokému bodu tání. V některých případech je využíváno slitiny wolframu a rhenia, která je však využívána pouze jako povrchový materiál. Zbylá část anody poté bývá vyrobena z relativně lehkých materiálů, které mají dobré tepelné vlastnosti, jako třeba molybden nebo grafit. Výjimkou jsou anody rentgenek pro mamografii, kdy je využíváno molybdenu jako materiálu pro povrch anody, díky vhodnému spektru charakteristického záření.[7]

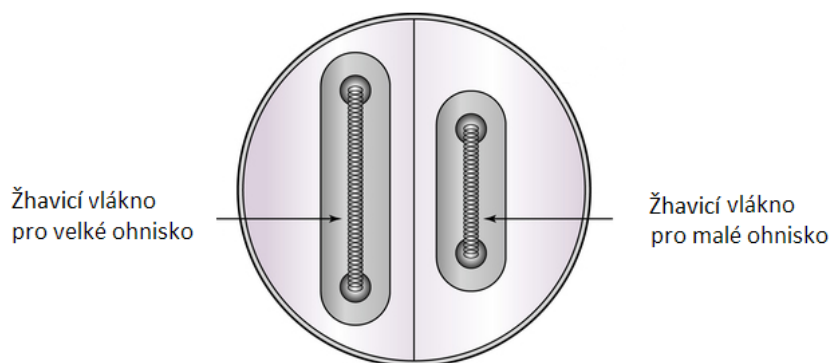
Anody lze dělit v závislosti na výkonu rentgenky (obrázek 1.7). Pro aplikace, kde není potřebná vysoká energie rentgenového záření, je využíváno stacionární anody. Tato anoda se skládá z wolframu, který je usazen v měděném bloku, jenž slouží k odvodu tepla. Tento typ anod se využívá například v dentistických nebo přenosných rentgenkách. Druhým typem jsou anody rotační, které jsou připojeny k rotoru motoru, který je umístěn přímo ve vakuové trubici rentgenky. Vínutí statoru je naopak umístěno vně vakuové trubice. Samotná anoda má kruhový tvar v podobě terče se skosenými hranami na okrajích. Paprsek elektronů poté dopadá na zkosenou hranu otáčivé anody, tudíž je anoda tepelně namáhána rovnoměrně podél celého obvodu, díky čemuž je možné generovat rentgenové záření s vyšší energií, aniž by byl poškozen povrch anody. [5]



Obr. 1.7: Rotační a stacionární anoda. [6]

## Katoda

Část rentgenky, kde je generován proud elektronů pomocí žhavicího vlákna se nazývá katoda (obrázek 1.8). Katoda je připojena k záporné elektrodě vysokonapěťového zdroje a zároveň k střídavému zdroji proudu, který slouží k žhavení vlákna katody a tím i emitování elektronů.[5] Velikost žhavicího vlákna ovlivňuje velikost ohniska proudu elektronů na anodě. Čím větší žhavicí vlákno je, tím je větší i ohnisko dopadajícího proudu elektronů na anodu.



Obr. 1.8: Katoda s dvěma žhavicími vlákny. [6]

## 1.3 Detekce rentgenového záření

Rentgenové záření může být detekováno pomocí tzv. detektorů rentgenového záření. Tyto detektory lze dělit podle způsobu záznamu rentgenového záření na analogové a digitální. Analogové detektory využívají principu záznamu rentgenového záření v podobě snímku na film, kdežto digitální zaznamenávají snímky jako digitální informaci. Digitální detektory lze dále dělit podle toho, zda je snímek digitalizován přímo během procesu ozařování (Přímá Radiografie – Direct Radiography (DR)) nebo až po procesu ozařování (Nepřímá Radiografie – Computed Radiography (CR)). Systémy patřící do DR lze rozdělit dle toho, zda snímají přímo rentgenové záření nebo rentgenové záření převedené na záření světelné DR s přímým a nepřímým převodem.

### 1.3.1 Parametry detektorů

Detektory lze charakterizovat na základě jejich parametrů. Na základě těchto parametrů lze určit vhodnost využití detektoru pro danou úlohu.

## **Velikost pixelu, velikost detektoru a rozlišení**

Jako jedny ze základních parametrů detektorů lze považovat velikost pixelu, velikost detektoru (velikost detekční plochy) a rozlišení detektoru. Velikost pixelu udává reálnou velikost rentgenovaného objektu, která odpovídá jednomu pixelu snímaného snímku. Pohybem rentgenovaného předmětu ve scéně směrem k detektoru je velikost pixelu zvyšována a naopak oddalováním předmětu od detektoru je velikost snižována. Velikost detektoru ovlivňuje, jak velkou scénu lze snímat (flat-panel detektory), případně jakým způsobem je objekt ve scéně snímán (například snímání pohybujícího se předmětu pomocí řádkového CCD detektoru). Rozlišení digitálních detektorů odpovídá počtu pixelů/snímačů a je udáváno v počtech pixelů na šířku a výšku.

## **Prostorové rozlišení**

Minimální možná vzdálenost mezi dvěma kontrastními objekty, při které lze tyto dva objekty pomocí detektoru rozlišit, se nazývá prostorové rozlišení detektoru. [8] Jinými slovy je to minimální možná vzdálenost mezi dvěma objekty, při kterém nám tyto objekty nesplývají v jeden. V případě, že digitální snímek není žádným způsobem upraven, lze říct, že velikost pixelu odpovídá prostorovému rozlišení detektoru. Tedy pokud má pixel velikost  $1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ , prostorové rozlišení detektoru je stejné. V situaci, kdy je snímku dvakrát sníženo rozlišení pomocí lokálního průměru, velikost pixelu je zdvojnásobena na  $4\text{ mm} \times 4\text{ mm}$ , přičemž prostorové rozlišení detektoru zůstává stejné.

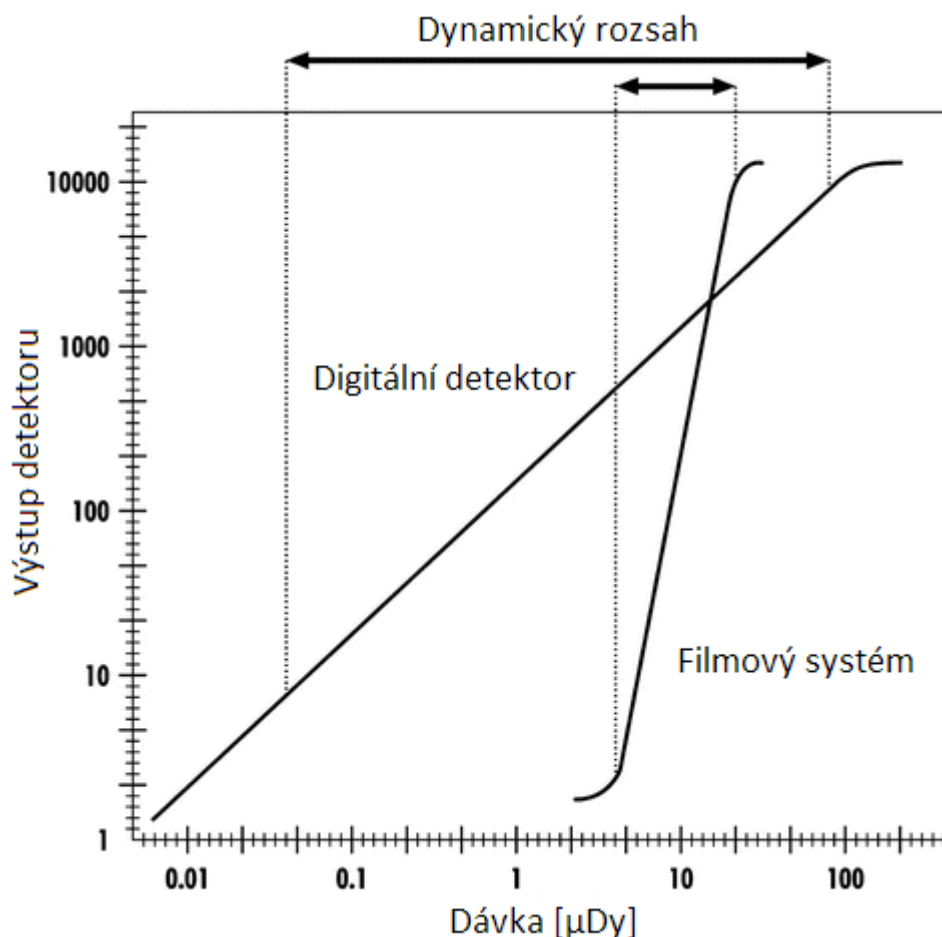
## **Modulační přenosová funkce – Modulation Transfer Function (MTF)**

Degradace kontrastu při převodu rentgenového záření v celém měřicím řetězci detektoru je určena parametrem MTF. Tento parametr úzce souvisí s prostorovým rozlišením detektoru. Zvyšováním frekvence vstupního signálu k hranici prostorového rozlišení hodnota MTF klesá k nule, naopak pro stacionární signál se hodnota MTF blíží k jedné. Díky tomu je MTF vhodná pro určení reálného prostorového rozlišení detektoru, protože zahrnuje míru rozostření a změny kontrastu v určitém rozsahu prostorových frekvencí. [9]

## **Dynamický rozsah**

Odezva výstupu detektoru na jeho vstup je nazývána jako dynamický rozsah. Tento parametr je popsán funkcí dávky rentgenového záření, jejíž výstupem jsou hodnoty v rozsahu od minimální do maximální možné hodnoty výstupu detektoru (obrázek 1.9). Například filmové systémy se vyznačují nízkým dynamickým rozsahem,

tudíž se může stát, že nesprávně zvolenou expoziční dobou lze snadno snímek přexponovat. Naopak u digitálních detektorů je dynamický rozsah detektoru vysoký, čímž riziko přexponování snímku klesá. Závislosti výstupů filmových a obecných digitálních detektorů na dávce rentgenového záření popisuje obrázek 1.9. [8]



Obr. 1.9: Závislost výstupu detektorů na dávce rentgenového záření. [8]

### Detekční kvantová účinnost – Detective Quantum Efficiency (DQE)

Účinnost detektoru při převodu energie fotonu rentgenového záření na výstupní snímek popisuje parametr DQE. Tento parametr lze definovat jako poměr poměru signál-šum – signal-to-noise ratio (SNR) výstupního signálu ku SNR vstupního signálu. SNR výstupního a vstupního signálu je funkce závislá na jeho prostorové frekvenci. Čím vyšší hodnota DQE je, tím menší dávka rentgenového záření je potřeba k získání snímku o stejné kvalitě oproti detektoru s nižší hodnotou DQE. Tuto závislost lze také vyjádřit tak, že při stálé době expozice detektor s vyšší DQE detekuje kvalitnější snímek oproti detektoru s nižší hodnotou DQE. Hodnota DQE ideálního

detektoru je hodnota 1. V tomto případě by byl detektor schopen přeměnit veškerou energii rentgenového záření na obrazovou informaci.

## 1.4 Filmové systémy

Pro získávání snímků pomocí filmu je využíváno filmových systémů. Tento systém využívá filmu, který je citlivý na světelné záření. Pro získání rentgenového snímku je třeba vložit film do rentgenového zařízení a poté film vyvolat. Film bývá vložen do plastové kazety, uvnitř které je fosforová vrstva, která přeměňuje rentgenové záření na záření světelné, jež lze detekovat filmem vloženým do kazety. Výhodou filmových systémů je jejich vysoká citlivost a schopnost nasnímat větší množství informací oproti digitálním systémům. [5] Filmové systémy jsou využívány jak ve zdravotnictví, tak v průmyslu, nicméně jejich využívání je spíše na ústupu. Filmové systémy jsou uvedeny pouze z historických důvodů a práce se jimi v následujících kapitolách nebude zabývat.

## 1.5 Digitální systémy

Čím dál častěji jsou filmové systémy nahrazovány systémy digitálními. Tyto systémy lze rozdělit do dvou kategorií: systémy pro nepřímou radiografii – Computed Radiography (CR) a systémy pro přímou radiografii – Direct Radiography (DR). CR vychází z klasických filmových systémů, u kterých je místo filmu využíváno speciálních fosforových fólií, které jsou po samotném snímání digitalizovány ve speciálním zařízení.

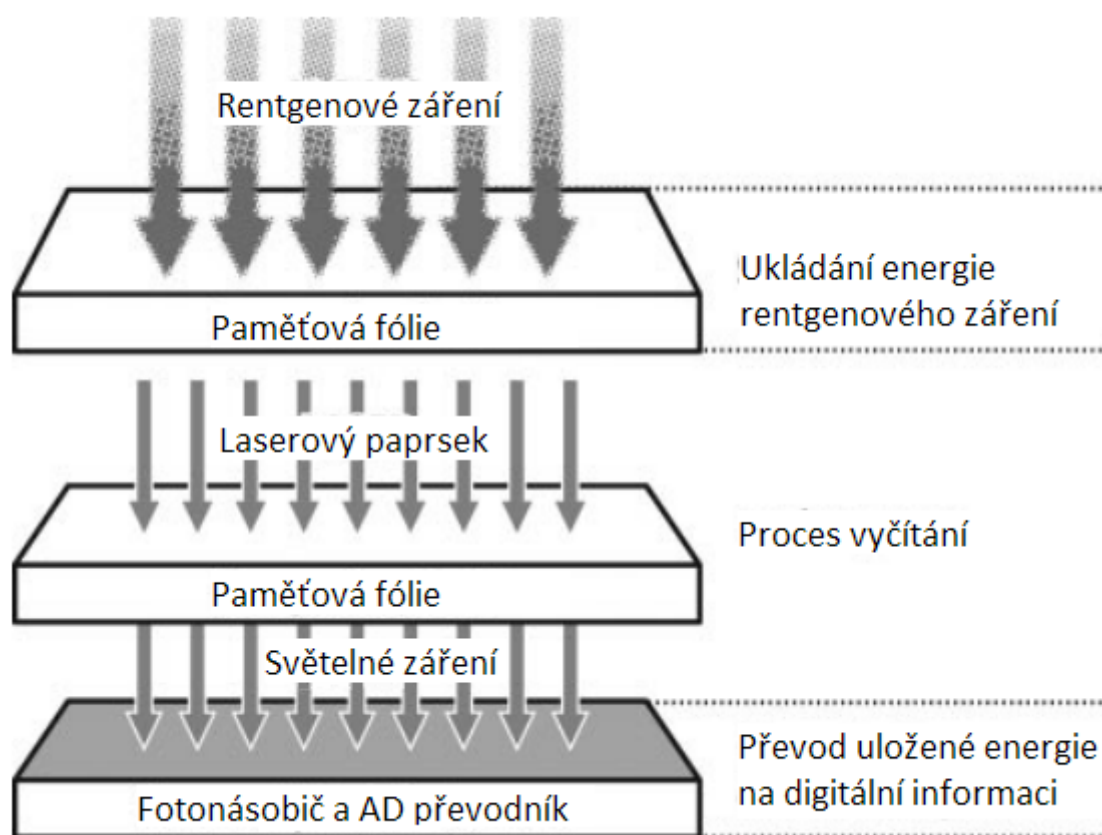
DR na rozdíl od CR převádí záření na digitální snímek přímo, nicméně samotný proces převodu může být přímý (záření je převáděno snímači na elektrickou veličinu) nebo nepřímý (záření je nejprve převedeno na světelné záření, které je poté převáděno na elektrickou veličinu). [8]

### 1.5.1 Nepřímá radiografie (CR)

Využívá technologii, které jsou velice podobné filmovým systémům. Paměťové fólie jsou tvořeny citlivou vrstvou tvořenou fosforovými krystaly. [8].

Proces ukládání informace a její digitalizaci popisuje obrázek 1.10. Energie dopadajícího záření je absorbována a dočasně (řádově několik hodin) uložena v paměťové fólii přechodem elektronů atomů fosforových krystalů do vyšších energických hladin (metastabilních). Digitalizace uložené energie ve fólii poté probíhá v zařízení, které dokáže pomocí laserového paprsku uvolňovat elektrony z metastabilních hladin do vodivostního pásu. Při uvolňování elektronů dochází k emitování světelného záření,

které je poté možné měřit pomocí fotonásobiče. [8]. Výhodou tohoto systému je snadná integrace do stávajících filmových systémů. Nevýhodou může být vysoká časová náročnost vyvolávání snímků a nízké prostorové rozlišení. [10]



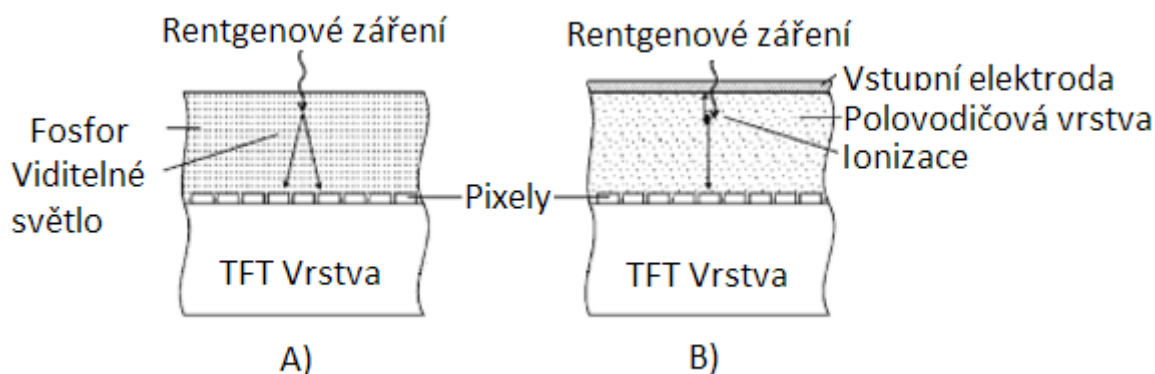
Obr. 1.10: Proces získání digitálního snímku při nepřímé radiografii. [8]

### 1.5.2 Přímá radiografie (DR)

DR je možné dále dělit podle způsobu převodu rentgenového záření na DR s přímým převodem a DR s nepřímým převodem. Při přímém převodu je rentgenové záření snímáno přímo, naopak při nepřímém převodu je záření převáděno zpravidla pomocí scintilační vrstvy na záření světelné, které je poté snímáno fotocitlivými snímači. Rozdíl mezi přímým a nepřímým převodem rentgenového záření popisuje obrázek 1.11.

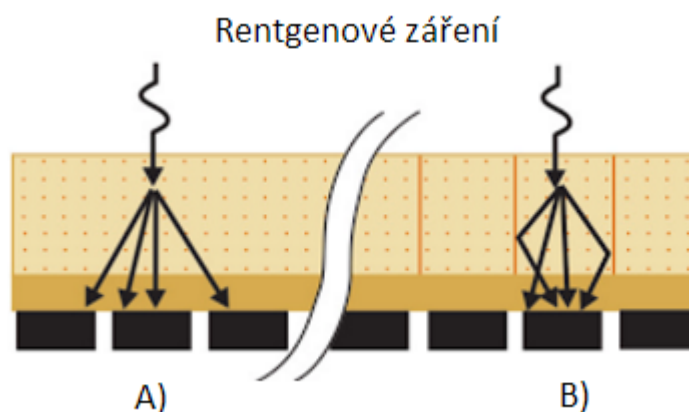
#### DR s nepřímým převodem

Radiografie, která využívá jevu zvaném scintilace, se nazývá DR s nepřímým převodem. Scintilace je jev, při kterém v některých látkách vznikají světelné záblesky při



Obr. 1.11: Polovodičový TFT detektor s nepřímým (A) a přímým (B) převodem rentgenového záření [11]

dopadu ionizujícího záření. U takovýchto detektorů je využíváno scintilační vrstvy k převodu rentgenového záření na světelné záření, které je poté snímáno dalšími vrstvami detektoru. Scintilační vrstvy mohou být jak strukturované, tak nestrukturované. V případě nestrukturované scintilační vrstvy generované světelné záření přirozeně dopadá na přilehlé snímače světelného záření, které odpovídají jednotlivým pixelům. Naopak v případě strukturované scintilační vrstvy světelné záření, díky speciální struktuře vrstvy, dopadá pouze na jeden snímač světelného záření. Díky tomu je zajištěno lepší prostorové rozlišení detektoru. Rozdíly mezi strukturovanou a nestrukturovanou scintilační vrstvou popisuje obrázek 1.12.



Obr. 1.12: Rozdíl mezi nestrukturovanou (A) a strukturovanou (B) scintilační vrstvou TFT detektoru s nepřímým převodem. [10]

V případě, že je jako detekční vrstva využita TFT matice, musí být pod scintilační vrstvou přidána vrstva detekující světelné záření. Taková vrstva je nejčastěji tvořena foto-diodovým polem. Elektrická energie generována foto-diodovým polem

je poté ukládána pomocí kondenzátorů TFT matice a následně převedena AD převodníkem.

Detekční vrstva může být také realizována pomocí Zařízení s Vázanými Náboji – Charge Coupled Devices (CCD). V tomto případě je pomocí CCD detektorů přímo detekováno viditelné světlo, které je generováno v scintilační vrstvě. Díky poměrně malé velikosti CCD snímačů je nutné snímače kombinovat do matic, případně využívat čoček.

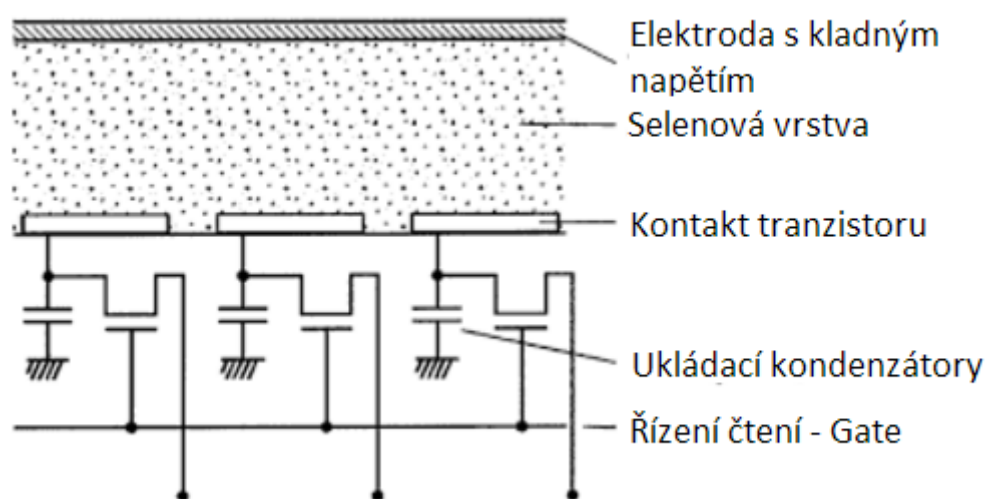
## **DR s přímým převodem**

Přímého převodu u DR s přímým převodem je docíleno polovodičovou vrstvou vrstvy ze selenu (Se), která dokáže přímo převádět fotony rentgenového záření na elektrickou energii. DR systémy s přímým převodem mohou využívat buď selenové foto-válce nebo selenové polovodičové vrstvy spojené s vrstvou tenkovrstvých tranzistorů – Thin Film Transistors (TFT). [8] Výhodou těchto systémů je především vysoké prostorové rozlišení. Díky nízkému atomovému číslu selenu je u těchto detektorů nízká absorpce rentgenového záření. Díky tomuto faktu je systémů s přímým převodem využíváno spíše v mamografii. [10]

Systémy, které využívají foto-válců, otáčí válcem, na který dopadá rentgenové záření, které se přeměňuje na náboj na povrchu válce. Náboj na povrchu otáčejícího se válce odpovídá množství dopadajícího rentgenového záření. [8]. Podobného principu je využíváno u foto válců laserových tiskáren.

Systémy s vrstvou TFT (obrázek 1.13) pracují na podobném. Matice TFT ukládá generovaných náboj do paměťových kondenzátorů, jejichž napětí může být převedeno AD převodníkem. Takovýto detektor se skládá z elektrody na kterou je přivedeno vysoké kladné napětí, polovodičové vrstvy selenu a vrstvy TFT kondenzátory pro ukládání náboje generovaného rentgenovým záření. Rentgenové záření generuje v selenové vrstvě elektrony a díry. Díky tomu vzniká v polovodiči náboj, který je přímo úměrný rentgenovému záření. Tento náboj je poté díky silnému elektrickému poli odváděn do kondenzátorů v TFT vrstvě. Napětí kondenzátoru může být poté vyčteno přivedením záporného napětí na gate příslušného tranzistoru.





Obr. 1.13: Princip polovodičového TFT detektoru s přímým převodem rentgenového záření. [11]

## 2 METODY PŘEDZPRACOVÁNÍ RENTGENOVÝCH SNÍMKŮ

Následující kapitola se zabývá současnými metodami předzpracování rentgenových snímků. Jednotlivé části kapitoly popisují teoretické principy metod, které budou využity v dalších částech práce pro návrh metod odstranění šumu či zvýšení dynamického rozsahu rentgenových snímků.

### 2.1 Reprezentace digitálního snímku

Pořízený digitální snímek může být reprezentován pomocí signálu v prostorové nebo frekvenční oblasti. Způsob reprezentace pořízeného snímku se odvíjí především od způsobu jeho pořízení. V případě digitální radiografie jsou snímky pořizovány v prostorové oblasti. Snímky ve frekvenční oblasti lze nalézt například u magnetické rezonance – Magnetic Resonance Inspection (MRI) nebo Výpočetní Tomografie – Computed Tomography (CT).

#### 2.1.1 Prostorová oblast

Oblast, kdy je digitální snímek reprezentován pomocí matice  $M \times N$  se nazývá prostorová oblast. Parametr matice  $M$  je počet řádků a parametr  $N$  je počet sloupců. Jednotlivé prvky matice se nazývají pixely. Počet sloupců a řádků určuje rozlišení snímku a je udáváno jako  $M \times N$  nebo jako výsledek jejich součinu, čili absolutní počet pixelů – například rozlišení  $1024 \times 1024$  lze zapsat jako 1 048 576 pixelů. Pixely mohou nabývat hodnot od 0 do  $2^n$ , kde číslo  $n$  je nazýváno jako bitová hloubka snímků. V případě digitálních rentgenových snímků bývá datová hloubka nejčastěji 10, 12, 14 nebo 16 bitů, nicméně hodnota bývá zpravidla ukládána ve 2 bytech, tudíž v případě bitové hloubky 10, 12 nebo 14 bitů zůstávají vyšší bity nulové.

Digitální snímek v prostorové oblasti se skládá z kanálů, které jsou reprezentovány pomocí matic o stejném počtu řádků a sloupců, jako má výsledný digitální snímek. Počet kanálů a to, co reprezentují, je určeno barevným modelem. Například jedním z nejznámějších barevných modelů je model RGB, který definuje 3 barevné kanály: červený (RED), zelený (GREEN) a modrý (BLUE). Každý kanál reprezentuje intenzitu jedné z barev a jejich sečtením vzniká výsledný snímek. Vzhledem k principu pořizování rentgenových snímků, mají snímky pouze jeden kanál, který zpravidla bývá interpretován pomocí stupňů šedi – grayscale.

### 2.1.2 Frekvenční oblast

Frekvence obsažené v celém snímku jsou reprezentovány pomocí frekvenční oblasti. Frekvence signálu digitálního snímku odpovídá počtu cyklů na jeden pixel. Například pokud snímek obsahuje řádek, který se skládá z periodicky se opakující dvojice černého a bílého pixelu, digitální snímek bude obsahovat signál o frekvenci  $1/2$  Hz.

Vzhledem k tomu, že ve většině případů je pořízený snímek v prostorové oblasti, musí být snímek do frekvenční oblasti převeden. V případě digitálních snímků bývá pro převod nejčastěji využíváno diskrétní Fourierovy transformace (DFT). Pro zpětný převod je poté využíváno zpětné DFT. DFT a zpětná DFT jsou dle [1] definovány jako:

$$F(u, v) = \sum_{m=0}^{n-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(m, n) e^{-j\frac{2\pi um}{M} - j\frac{2\pi vn}{N}} \quad (2.1)$$

a

$$f(m, n) = \frac{1}{MN} \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) e^{j\frac{2\pi um}{M} + j\frac{2\pi vn}{N}}, \quad (2.2)$$

kde  $f(m, n)$  představuje konkrétní pixel obrázku v prostorové oblasti s indexem  $m$  a  $n$ ,  $N$  a  $M$  jsou rozměry snímku.  $F(u, v)$  je reprezentace snímku ve frekvenční oblasti pro frekvence  $u$  a  $v$ . Hodnota  $u$  a  $v$  se pohybuje v rozsahu hodnot od 0 do  $M-1$  pro  $u$  a od 0 do  $N-1$  pro  $v$ . Hodnota  $F(0, 0)$  udává velikost stejnosměrné složky obrázku a  $F(M-1, N-1)$  udává velikost složky s nejvyšší možnou frekvencí. Normalizační člen (2.2)  $\frac{1}{MN}$  může být přesunut do (2.1), kdy pro  $F(0, 0)$  je poté stejnosměrná složka rovna průměrné hodnotě pixelů snímku.

## 2.2 Metody předzpracování rentgenových snímků

Operace prováděné při předzpracování digitálních RTG snímků lze dle [12] a [13] rozdělit do pěti základních kategorií. Tyto kategorie zahrnují:

- Obnovení – rekonstrukce poškozených snímků například vadami snímače.
- Zvýšení kvality – operace sloužící pro zvýšení kvality za účelem zvýšení diagnostické hodnoty snímku. Nejčastěji se jedná o zvýraznění hran, úpravu kontrastu apod.
- Syntézu – sloučení více snímků pro získání více informací. Sloučením může vzniknout například nový snímek nebo 3D model v případě CT.
- Kompresi – snížení velikosti snímků.
- Analýzu – operace zahrnující segmentaci, klasifikaci apod.

V případě digitálních rentgenových snímků a metod jejich předzpracování se můžeme setkat s operacemi ze všech zmíněných kategorií. Operace pro obnovení se

nejčastěji zabývají odstraněním šumu, který vzniká díky nehomogenitě generovaného rentgenového záření. Operace pro analýzu zahrnují segmentaci obrazu a klasifikaci. V případě operací pro zvyšování kvality je v radiologii využíváno zejména zvýrazňování hran, úpravy kontrastu a dynamického rozsahu. Kompresní operace jsou využívány při ukládání a archivaci digitálních snímků, kdy je kladen důraz na snížení velikosti digitálních snímků při zachování dostatečné kvality.

### 2.2.1 Odstranění šumu průměrováním

Digitální snímky pořízené pomocí běžných metod popsaných v literární rešerši obsahují šum, který vzniká v celém řetězci během pořizování snímku. Šum vzniká díky několika náhodným jevům, které jsou způsobeny:

- Počtem fotonů, které opustí zdroj záření (Poissonovo rozdělení).
- Počtem fotonů, které projdou nedotčeně ozařovaným objektem. (Binomické rozdělení)
- Počtem fotonů zachycených detektorem. (Binomické rozdělení)
- Počtem světelných fotonů vygenerovaných ve scintilační vrstvě – DR s nepřímým převodem. (Binomické rozdělení)

Vzhledem k tomu, že výběr z fotonů generovaných procesem s Poissonovým rozdělením jsou opět fotony v Poissonově rozdělení, lze říci, že majoritní podíl šumu digitálních snímků má Poissonovo rozdělení. [14] Jednou z metod pomocí které lze tento šum odstranit, je průměrování.

#### Průměrování

Jedna z metod pro odstranění šumu je průměrování. Tato metoda je velmi citlivá na odchylky vzniklé změnou pozice snímaného objektu ve scéně. Tuto metodu lze popsat pomocí následující rovnice:

$$I_{filtered}(x, y) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} I_i(x, y), \quad (2.3)$$

kde  $x$  a  $y$  jsou indexy pixelů,  $N$  počet snímků v množině snímků a  $I_i$   $i$ -tý snímek z množiny snímků.

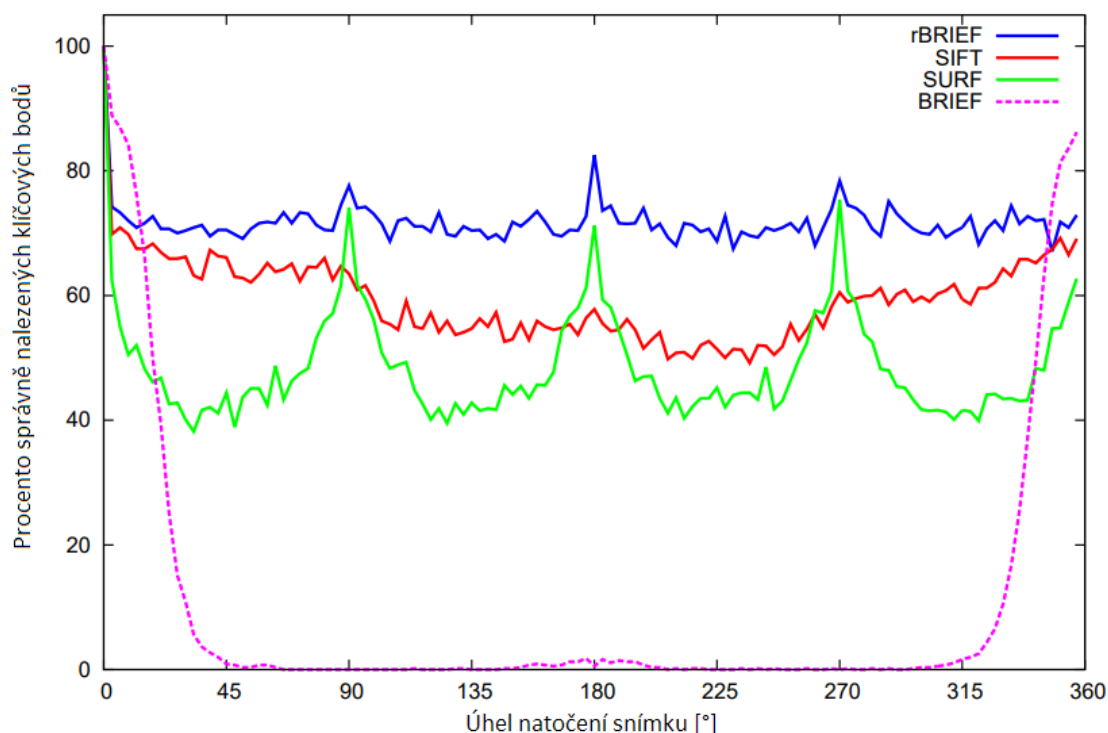
Citlivost této metody na odchylky vzniklé změnou pozice snímaného objektu ve scéně lze řešit pomocí metod založených na Průměrování po Registraci – Average After Registration (AAR). Tyto metody spočívají v předzpracování množiny snímků pomocí registrace obrazových dat a následném průměrování podle (2.3).

## ORB (Oriented FAST and rotated BRIEF)

Citlivost průměrování na posun snímaného objektu ve scéně lze kompenzovat metodami založených na obrazové registraci. Jednou z těchto metod je metoda pro hledání klíčových bodů a jejich deskriptorů využívající Features from Accelerated Segment Test (FAST) jako detektor klíčových bodů a Binary Robust Independent Elementary Features (BRIEF) jako binární deskriptor.

Tato metoda byla navržena jako méně výpočetně náročná alternativa k metodám Scale-invariant Feature Transform (SIFT) a Speeded up robust features (SURF). Mimo nižší výpočetní náročnost dosahuje metoda ORB lepších výsledků vzhledem k natočení zkoumaného snímku (obrázek 2.1). Další výhodou ORB oproti metodám SURF a SIFT je, že je vydána pod otevřenou licencí BSD, čili je možné ji využívat a její modifikace veřejně publikovat. [15]

Snížení citlivosti metody BRIEF na natočení snímku je dosaženo pomocí transformování testovaných bodů do nenatočené souřadnicové soustavy. Zjištěná orientace zkoumané oblasti natočeného snímku je využita k transformaci testovaných souřadnic do souřadnicové soustavy odpovídající původní orientaci. Takto upravená metoda BRIEF je dle [16] označována jako rBRIEF.



Obr. 2.1: Porovnání úspěšnosti hledání klíčových bodů a jejich deskriptorů pro různé metody v závislosti na rotaci snímku.[15]

## BRIEF

Pro popis klíčových bodů při obrazové registraci je využíváno deskriptorů. Jedním z takových deskriptorů je metoda BRIEF, která identifikuje klíčové body snímku pomocí pomocí binárních deskriptorů. BRIEF pracuje na principu testování intenzity náhodně vybraných párů bodů v konkrétní části snímku, která má velikost  $S \times S$ . Tento test lze dle [16] definovat jako:

$$\tau(p; x, y) := \begin{cases} 1 & \text{pro } p(x) < p(y) \\ 0 & \text{pro } p(x) \geq p(y) \end{cases}, \quad (2.4)$$

kde  $\tau$  je výsledek testu,  $p(x)$  a  $p(y)$  jsou intenzity pixelů s indexy  $x$  a  $y$  a  $p$  je zkoumaná část snímku, na kterou je test prováděn. Zkoumaná část snímku  $p$  by měla být předzpracována vyhlazovacím filtrem. Výběrem náhodných párů lokací  $x$  a  $y$  z části snímku  $p$  je vytvořena sada binárních testů, kterou lze definovat jako:

$$f_{n_d}(p) = \sum_{1 \leq i \leq n_d} 2^{i-1} \tau(p; x_i, y_i), \quad (2.5)$$

kde  $n_d$  je požadovaná velikost deskriptoru v počtech bitů. Z (2.5) plyne, že deskriptor  $f_{n_d}$  se bude skládat z  $2^{n_d}$  výsledků testů. Jak již bylo zmíněno, před aplikací metody BRIEF je nutné zkoumanou část snímku nejprve vyhladit. V [16] je vyhlazení prováděno pomocí integračního vyhlazovacího operátoru o velikosti okna  $5 \times 5$  na zkoumanou část snímku o velikosti  $31 \times 31$  pixelů. Nevýhodou metody BRIEF je, že si nedokáže dobře poradit s natočenými snímky. Proto je BRIEF, jak již bylo zmíněno výše, v rámci ORB rozšířen o natáčení podle klíčových bodů.

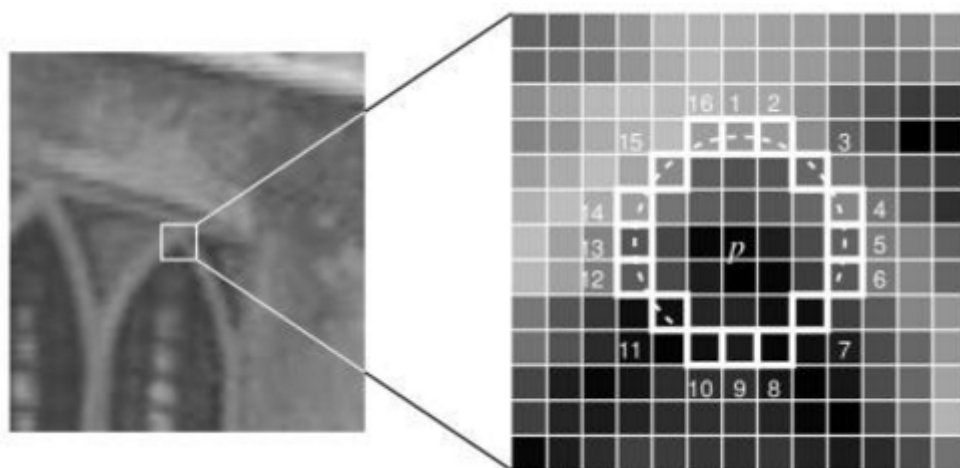
## FAST

Základní částí obrazové registrace je nalezení klíčových bodů ve snímku. Jednou z metod pro detekci klíčových bodů je metoda FAST, která je založena na detekci hran pomocí kruhového okolí. Algoritmus nejprve vybere pixel  $\rho$  o intenzitě  $I_\rho$  u kterého má být určeno, zda je hranou, či ne. Následně je zvolen vhodný práh  $t$  a kruhové okolí pixelu  $\rho$  o velikosti 16 pixelů. Pixel je považován za hranu v případě, že se po obvodu kruhového okolí nachází souvislá množina pixelů, jejichž intenzita je vyšší nebo nižší než intenzita  $I_\rho$ . Způsob výběru okolí a indexování pixelů popisuje obrázek 2.2

Mimo postupu, jenž je popsáný výše, existuje varianta, která se snaží urychlit celkový proces hledání hran. Tato metoda spočívá ve zkoumání pouze pixelu číslo 1, 9, 5 a 13. Jestliže jsou pixely 1 a 9 vyhodnoceny jako tmavší nebo světlejší než  $I_\rho + t$ , pak jsou stejným způsobem otestovány i pixely 5 a 13. Pixel je považován za

hranu v případě, že alespoň 3 z množiny pixelů jsou světlejší nebo tmavší než  $I_p + t$ . [17].

V případě implementace v ORB je využit FAST s kruhovým okolím 9. Vzhledem k tomu, že FAST neurčuje orientaci, byla tato metoda v rámci ORB rozšířena o určení orientace pomocí centroidu. [15]



Obr. 2.2: Princip výběru okolí a způsob indexování pixelů metody FAST. [17]

## RANSAC (Random sample consensus)

K transformaci snímku z vychýlené souřadnicové soustavy do původní lze využít metody RANSAC. Metoda dokáže nalézt model, který definuje vztah mezi dvěma lineárně závislými množinami. V případě obrazové registrace se jedná o množinu párů klíčových bodů se stejnými deskriptory. Metoda pracuje s předpokladem, že k definování lineárního modelu stačí pouze dva body (na rozdíl od metody nejmenších čtverců, která předpokládá, že velké množství dat dokáže eliminovat odchylky). Algoritmus této metody lze popsat následovně [1]:

1. Uvažujeme množinu bodů  $X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$  u které předpokládáme, že odpovídá modelu, který je určen alespoň  $m$  body z množiny. Například pro přímku  $m = 2$ .
2. Nastavíme čítač iterací  $k$  na hodnotu 1.
3. Náhodně vybereme  $m$  bodů z množiny a vypočítáme nový model.
4. Pomocí ztrátové funkce určíme kolik bodů z množiny odpovídá novému modelu. Pokud počet bodů odpovídajících novému modelu překročí práh  $t$ , model se přepočítá z těchto bodů.
5. Zvýšíme čítač iterací o 1 a zkontrolujeme zda  $k < K$ , kde  $K$  je maximální počet iterací. Pokud  $k < K$  pokračujeme bodem 3, jinak ukončíme algoritmus a jako model zvolíme ten, kterému odpovídalo nejvíce bodů z množiny.

Takto získaný model lze poté využít jako model pro transformaci souřadnicové soustavy jednoho snímku do souřadnicové soustavy snímku druhého. Jako body, na základě kterých je model vytvářen lze použít množinu párů bodů se stejnými deskriptory získanými pomocí ORB.

### 2.2.2 Zvýšení dynamického rozsahu metodou HDR (High Dynamic Range)

Uvážíme-li situaci, kdy snímáme scénu a jako výsledek snímání obdržíme dvourozměrné pole změřených hodnot intenzity záření, tak nelze říct, že naměřené hodnoty intenzity přímo odpovídají záření ve scéně. Jinými slovy je nepravděpodobné, že pokud jedna hodnota intenzity je dvojnásobná oproti druhé, tak dopadající záření odpovídající druhé hodnotě je dvojnásobné. Tuto situaci lze sledovat především u filmových systémů, v případě systémů DR s přímým a nepřímým převodem bývá tento jev potlačen – odezva detektoru je částečně lineární.

Tato nelinearita je dle [18] nazývána nelineární mapování. Vznik nelinearity při převodu záření na digitální snímek závisí především na konstrukci detektoru (scintilační vrstva, typ receptoru apod.). [18] Odezva detektoru na expozici  $X$  bývá označována jako charakteristická křivka detektoru.

Jak u filmových, tak u DR systémů se můžeme setkat s nelinearitou, která je způsobena saturací detektorů, která omezuje dynamický rozsah detektorů. V případě, že jsou ve snímané scéně zájmové oblasti s vysokou a nízkou intenzitou záření, není díky nízkému dynamickému rozsahu detektoru možné pozorovat detaily obou oblastí – jedna z oblastí je vždy změnou doby expozice, urychlovacího napětí nebo žhavicího proudu posunuta mezi saturační body na charakteristické křivce a druhá oblast do oblasti saturace. Pokud chceme pokrýt celý dynamický rozsah, musíme pořídit sérii snímků s různými dobami expozice, hodnotami proudu nebo napětí. Metody HDR se zabývají sloučením takto pořízených snímků v jeden snímek schopný zobrazit scénu s vysokým dynamickým rozsahem. Tyto metody pracují na principu vytvoření mapy popisující intenzitu záření ve scéně, která je pak využita pro škálování hodnot intenzit digitálního snímku. Jednou z těchto metod popsane v [18] je metoda navržená Paulem E. Debevecem.

Debevecova metoda pracuje na principu sloučení série snímků s nízkým dynamickým rozsahem v jeden HDR snímek. Předpokladem je, že snímky s nízkým dynamickým rozsahem jsou pořízeny s rozdílnými expozičními dobami. Tato metoda byla původně navržena pro získání HDR snímku ze snímků pořízených běžným digitálním fotoaparátem. Uvážíme-li, že veličiny ve fotometrickém prostoru mají svůj ekvivalent v radiometrickém prostoru [19], je možné princip Debevecovy metody



využít i v případě rentgenových snímků. V případě Debevecovy metody se jedná o veličiny:

- Intenzita osvětlení s jednotkou lx a její ekvivalent intenzita záření s jednotkou  $\text{W m}^{-2}$
- Světelná expozice jednotkou lx s a její ekvivalent fluence energie s jednotkou  $\text{J m}^{-2}$

Metoda je rozdělena do dvou částí:

- získání funkce odezvy detektoru a
- sloučení série snímků snímků s nízkým dynamickým rozsahem v HDR snímek.

### Získání funkce odezvy detektoru

Nejdůležitější částí Debevecovy metody je získání funkce odezvy detektoru, díky které lze rekonstruovat reálné ozáření detektoru. Získání funkce je založeno na principu reciprocity, který říká, že je-li fluence energie  $H$  definována jako:

$$H = E\Delta t, \quad (2.6)$$

kde  $E$  je intenzita záření a  $\Delta t$  doba expozice, pak při dvojnásobném snížení  $E$  a dvojnásobném zvýšení  $\Delta t$  se nezmění hodnota fluence energie  $H_e$ . Charakteristickou křivku převodu fluence energie  $H$  na digitální snímek  $Z$ , lze vyjádřit pomocí funkce  $f$  jako:

$$Z = f(H) \Leftrightarrow H = f^{-1}(Z) \quad (2.7)$$

Vzhledem k tomu, že  $f$  lze považovat za monotónní funkci, lze fluenci energie  $H$  vyjádřit pomocí invertované funkce  $f^{-1}(Z)$ , jak ukazuje (2.7). Po dosazení (2.6) do (2.7) lze výslednou rovnici aplikovat na sérii digitálních snímků jako:

$$Z_{ij} = f(E_i\Delta t_j) \Leftrightarrow f^{-1}(Z_{ij}) = E_i\Delta t_j, \quad (2.8)$$

kde  $i$  je index pixelu ve snímku a  $j$  index snímku s určitou dobou expozice. Po aplikování přirozeného logaritmu na obě strany rovnice a zavedení substituce  $g(Z_{ij}) = \ln(f^{-1}(Z_{ij}))$  je výsledná rovnice:

$$g(Z_{ij}) = \ln(E_i) + \ln(\Delta t_j), \quad (2.9)$$

kde  $Z_{ij}$  a  $\Delta t_j$  jsou známé hodnoty a  $g$  a  $E_i$  jsou neznámé, které potřebujeme nalézt. K nalezení neznámých lze využít metody nejmenších čtverců aplikované na rovnice vycházejících z (2.9). Minimalizaci účelové funkce (objective function)  $O$  pomocí metody nejmenších čtverců lze definovat jako:

$$O = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^P [g(Z_{ij}) - \ln E_i - \ln \Delta t_j]^2 + \lambda \sum_{z=Z_{min}+1}^{Z_{max}-1} g''(z)^2 \quad (2.10)$$

$$g''(z) = g(z-1) - 2g(z) + g(z+1), \quad (2.11)$$

kde  $P$  je počet snímků,  $N$  počet pixelů v jednom snímku a  $Z_{min}$  a  $Z_{max}$  nejnižší a nejvyšší hodnota digitálního snímku. Rovnici (2.10) lze parafrázovat jako nalezení  $(Z_{max} - Z_{min} + 1)$  hodnot funkce  $g(Z)$  a  $N$  hodnot  $\ln(E_i)$ , které minimalizují účelovou funkci  $O$ . První část rovnice je aplikace metody nejmenších čtverců na rovnice podle (2.9), druhá část rovnice  $g''$  reprezentuje vyhlazovací operátor. Problém definovaný v (2.10) může být vyřešen dle [18] například pomocí metody singulárního rozkladu – Singular Value Decomposition (SVD).

Autor této metody dodává, že je nutné uvážit dvě skutečnosti. První ze skutečností je, že řešení rovnice 2.10 lze nalézt pouze pro hodnoty  $E_i$  a  $g(z)$  nižší než  $E_i + \alpha$  a  $g(z) + \alpha$ , kde  $\alpha$  je tzv. scale faktor. V případě, že tato podmínka není splněna, systém rovnic a účelová funkce  $O$  zůstanou nezměněny. Tento problém lze vyřešit zavedením (2.12) do lineárního systému. Díky zavedení této rovnice budou mít pixely s hodnotou přesně mezi  $Z_{max}$  a  $Z_{min}$  jednotkovou expozici. [18]

$$g(Z_{min}) = 0, \text{ kde } Z_{mid} = \frac{1}{2}(Z_{min} + Z_{max}) \quad (2.12)$$

Druhá ze skutečností je, že obecný tvar odezvy detektoru  $g(z)$  bude strmější v blízkosti  $Z_{max}$  a  $Z_{min}$  a díky tomu bude výsledná odezva méně vyhlazená v krajních bodech. Tento problém lze vyřešit zavedením váhové funkce  $w(z)$ :

$$\begin{cases} z - Z_{min} & \text{pro } z \leq \frac{1}{2}(Z_{min} + Z_{max}) \\ Z_{max} - z & \text{pro } z > \frac{1}{2}(Z_{min} + Z_{max}) \end{cases} \quad (2.13)$$

Dosažením váhové rovnice 2.13 do (2.10) dostaneme finální rovnici pro nalezení  $g$  a  $E_i$ :

$$O = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^P \{w(Z_{ij}) [g(Z_{ij}) - \ln E_i - \ln \Delta t_j]\}^2 + \lambda \sum_{z=Z_{min}+1}^{Z_{max}-1} [w(Z_{ij}) g''(z)]^2 \quad (2.14)$$

Implementaci získání odezvy detektoru v matlabu pomocí výše popsané metody včetně vyřešení rovnice 2.14 pomocí SVD, je možné nalézt v práci autora této metody [18].

## Vytvoření HDR snímku

Po získání funkce odezvy detektoru je rekonstrukce HDR snímku již poměrně snadná. Reálné ozáření detektoru lze vypočítat jako:

$$\ln E_i = \frac{\sum_{j=1}^P w(Z_{ij}) (g(Z_{ij}) - \ln \Delta t_j)}{\sum_{j=1}^P w(Z_{ij})}, \quad (2.15)$$

kde  $w$  je váhová funkce popsaná rovnicí 2.13, které dává vyšší váhu pixelům, které odpovídají středu funkce odezvy detektoru  $g$ .

## 3 PŘEDZPRACOVÁNÍ SÉRIE RENTGENOVÝCH SNÍMKŮ

V následující kapitole je popsán návrh a implementace metod pro předzpracování série rentgenových snímků za účelem odstranění šumu a zvýšení dynamického rozsahu. V kapitole jsou implementovány a zhodnoceny metody, které jsou založeny na teoretických poznatcích z kapitoly 2. Implementace je provedena v jazyce Python v prostředí Jupyter notebook.

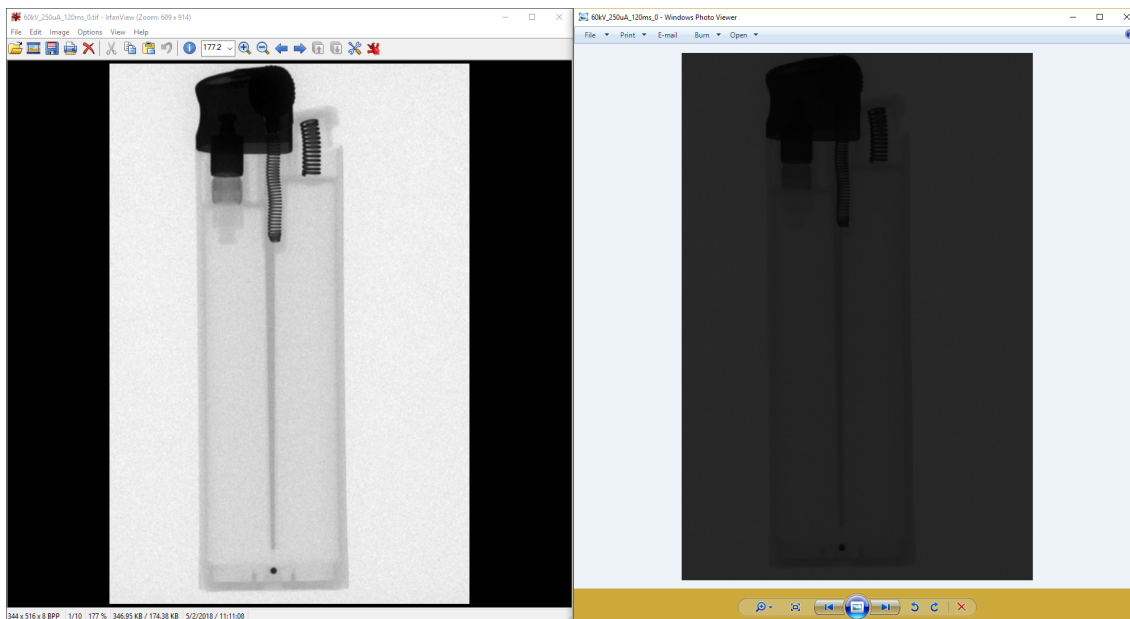
### 3.1 Pořízení testovacích snímků

Za účelem ověření implementovaných postupů byla nasnímána testovací data. Jako zdroj záření byla zvolena rentgenka Spellman XRB011 [20] s maximálním napětím v rozmezí od 35 kV do 80 kV a žhavicím proudem od 0  $\mu$ A do 700  $\mu$ A. Snímání záření poté obstarává flat-panel s CMOS snímači Shad-o-Box 1548 HS [21] od společnosti Teledyne Dalsa. Rozlišení detektoru je  $1032 \times 1548$  a velikost snímací plochy je  $10.2 \text{ cm} \times 15.3 \text{ cm}$ . Maximální frekvence snímání je 30 snímků za vteřinu. Detektor využívá 14 bitové AD převodníky, tudíž maximální možná hodnota snímku je  $2^{14}-1$ . Výstupní snímek je reprezentován jako matice s prvky o velikosti 16 bitů v kterých jsou uloženy 14 bitová data, tudíž jsou horní dva bity nulové.

Jak rentgenka, tak detektor jsou zabudovány do šasi rentgenového přístroje SCIOX SMT[22] od společnosti ELEDUS. K pořízení snímků byla využita aplikace, která je dodávána společně s přístrojem. Obstarává komunikaci s rentgenkou a detektorem. Pořízené testovací snímky byly uloženy ve formátu tiff jako 14 bitová data, která jsou uložena v 16 bitech. V případě prohlížení testovacích snímků uložených v tiff je třeba brát v potaz, že software pro prohlížení snímků interpretuje 14 bitová data jako 16 bitová, proto se snímky mohou jevit jako tmavé. Některý software pro prohlížení snímků dokáže snímky automaticky normalizovat do celého 16 bitového rozsahu. Rozdíl mezi podobou normalizovaného a nenormalizovaného snímku při prohlížení v různých softwarech ukazuje obrázek 3.1.

### 3.2 Průměrování po registraci (AAR)

Jednou z metod pro odstranění šumu sloučením série snímků je průměrování (kapitola 2.2.1). Tato metoda je citlivá na posun rentgenovaného předmětu ve scéně, kdy při zprůměrování takto pořízených snímků, vznikají ve výsledném snímku neostrosti a artefakty způsobené posunem rentgenovaného objektu ve scéně. Zvýšení odolnosti



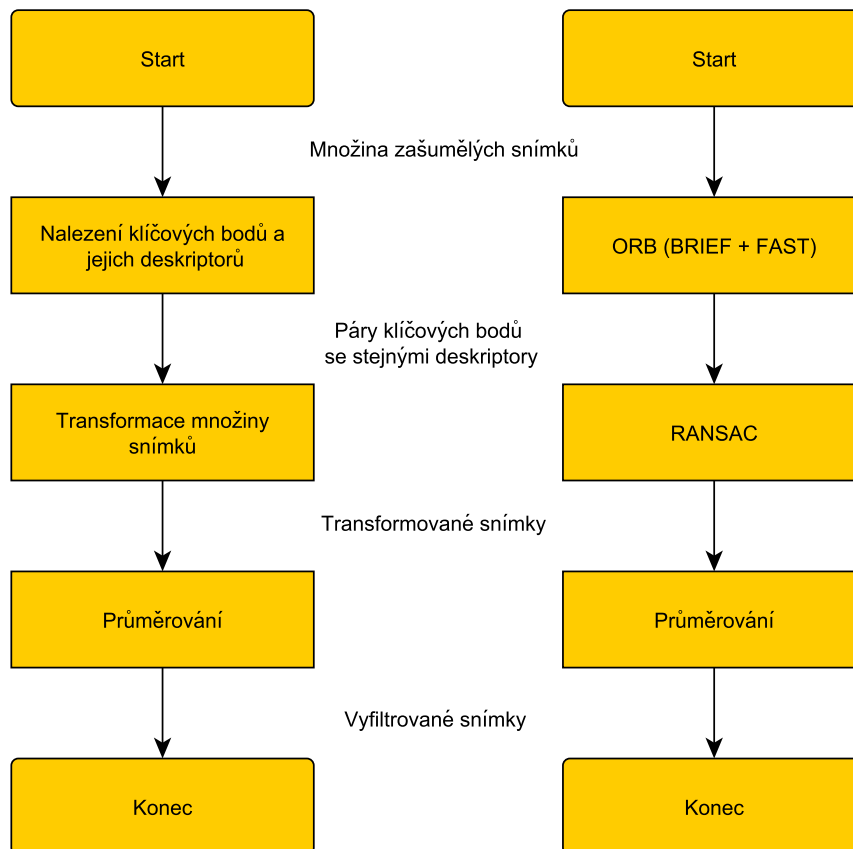
Obr. 3.1: Porovnání zobrazení stejného 14 bitového snímku alokovaného v 16 bitech ve IrfanView (vlevo – s normalizací) a Windows Photo Viewer (vpravo – bez normalizace).

průměrovací metody na posuny objektu ve scéně může být řešeno pomocí metody využívající obrazové registrace.

Hlavní problém, který obrazová registrace řeší, je hledání stejných klíčových bodů mezi páry snímků  $\{I_i, I_j\}$  pro  $j = \{0, 1, \dots, N - 1\} - \{i\}$ , kde  $I$  je množina všech snímků,  $i$  je index základního snímku, vůči kterému jsou hledány klíčové body ve snímcích  $I_j$  a  $N$  je celkový počet snímků v množině  $I$ . Jinými slovy obrazová registrace spočívá v nalezení stejných klíčových bodů mezi základním snímkem například  $S_0$  a ostatními snímky  $S_j$  z množiny všech snímků  $I$ . K popisu klíčových bodů využívá obrazová registrace deskriptorů. Po nalezení stejných klíčových bodů je nutné na základě těchto bodů transformovat snímek  $S_j$  do souřadnicové soustavy základního snímku. Po transformaci všech snímků do souřadnicové soustavy základního snímku je možné všechny snímky zprůměrovat podle rovnice (2.3) a tím odstranit šum. Tento postup popisuje levá část diagramu v obrázku 3.2.

### 3.2.1 Testovací snímky pro AAR

Pomocí sestavy popsané v kapitole 3.1 bylo nasnímáno 20 stejných snímků v časovém rozmezí 20 s mezi jednotlivými snímky. Snímky byly nasnímány s napětím 60 kV a proudem 250  $\mu$ A na rentgence při době expozice 30 ms. Tři ze série zašuměných snímků lze vidět na obrázku 3.3. V detailu snímku je patrný již zmiňovaný šum s Poissonovým náhodným rozdělením. U všech testovacích snímků je prove-



Obr. 3.2: Vývojový diagram AAR s konkrétně zvolenými metodami pro jednotlivé operace. AAR.

deno předzpracování zmenšením rozlišení. Rozlišení je zmenšeno trojnásobně pomocí lokálního průměru.

### 3.2.2 Ověření funkčnosti metody AAR

Za pomoci metody ORB pro nalezení klíčových bodů a jejich popis, která byla popsána v kapitole 2, lze implementovat algoritmus pro odstranění šumu průměrováním. Navržený algoritmus pro ověření funkčnosti navrhované metody ukazuje obrázek 3.2. Navržený postup je implementován pomocí jazyka Python <sup>1</sup> v prostředí Jupyter notebook <sup>2</sup>. V implementaci je využito balíčků scikit-image <sup>3</sup>, matplotlib <sup>4</sup> a numpy <sup>5</sup>.

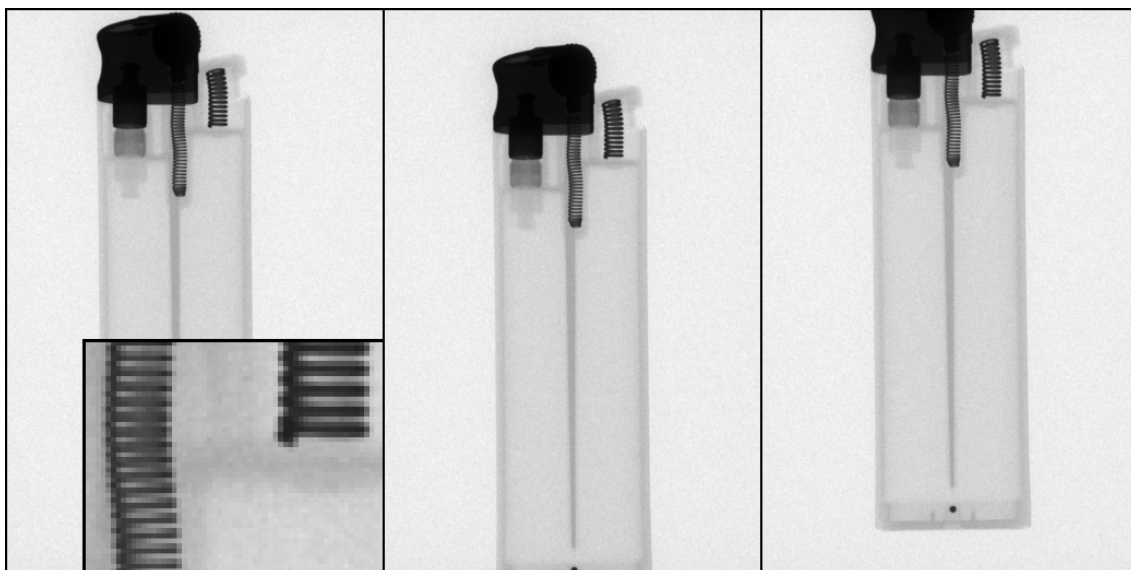
<sup>1</sup>Interpretovaný objektivě orientovaný programovací jazyk [23]

<sup>2</sup>Prostředí umožňující vytvářet a spouštět části Python kódu [24]

<sup>3</sup>Python balíček pro práci s obrázky [25]

<sup>4</sup>Python balíček pro zobrazování grafů [26]

<sup>5</sup>Python balíček pro matematické operace [27]

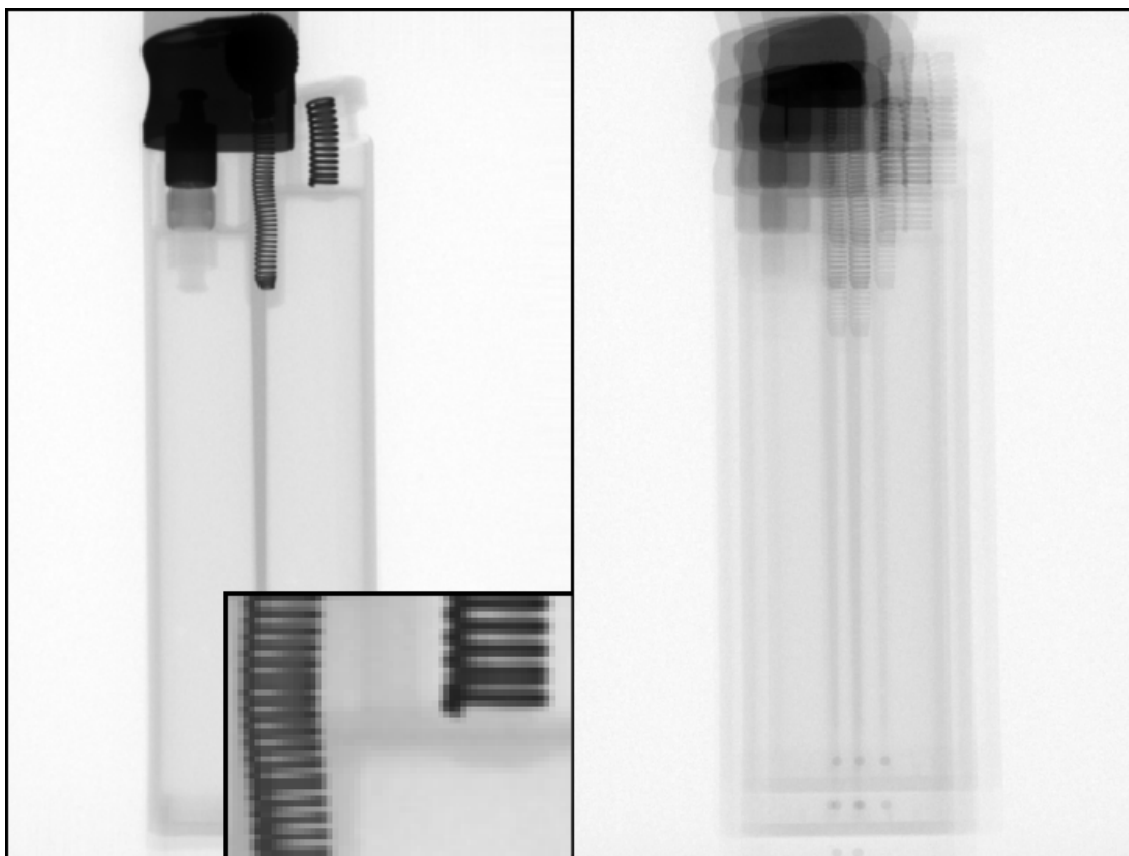


Obr. 3.3: Tři snímky ze série zašumělých snímků zapalovače s posunem objektu ve scéně.

### Výsledky aplikace AAR pro odstranění šumu

Na sérii zašumělých dat byl aplikován algoritmus obyčejného průměrování a průměrování po registraci (obrázek 3.4). Z výsledků je zřejmé, že algoritmus pro obrazovou registraci funguje správně a dokáže správně transformovat všechny snímky. Na snímku vlevo se nachází v horní a dolní části snímku artefakty v podobě tmavých oblastí. Tyto artefakty jsou způsobeny nedostatkem informací při posunu snímků, jejichž rentgenované objekty jsou mimo snímanou plochu (například třetí snímek v obrázku 3.3). Neznámé informace při posunu snímků jsou algoritmem nahrazovány krajními hodnotami snímku pro danou stranu. Při porovnání detailu v obrázku s testovacími daty 3.3 a v obrázku s výsledky 3.4, je patrné potlačení šumu, které je důsledkem aplikace AAR.

Implementací a aplikováním metody AAR se podařilo navrhnout robustní metodu pro odstranění náhodného šumu v rentgenových snímcích. Tato metoda je odolná proti posunu a rotaci snímaného objektu v pořízeném snímku. Díky této vlastnosti lze implementovanou metodu využít například pro odstranění šumu při rentgenování pohybujícího se objektu.



Obr. 3.4: Výsledek průměrování s obrazovou registrací (vlevo) a bez obrazové registrace (vpravo).

### 3.3 Zvýšení dynamického rozsahu Debevecovou metodou

Dynamický rozsah snímaných snímků lze zvýšit díky metodám, které slučují sérii snímků pořízených s různými expozičními parametry. Jedna z takových metod byla popsána v kapitole 2.2.2. Zmiňovaná metoda je rozdělena do dvou kroků. V prvním kroku je pomocí kalibračních dat vypočítána charakteristická křivka detektoru rentgenového záření. V druhém kroku je tato křivka využita ke sloučení série rentgenových snímků, které byly nasnímány s rozdílnými expozičními parametry.

Rekonstruovaný HDR snímek je reprezentovaný maticí čísel s pohyblivou řádovou čárkou, tudíž musí být pro jeho zobrazení či uložení pomocí standardních technologií (například uložení ve formátu png a zobrazení na běžném monitoru) upraven. Tato úprava je prováděna pomocí tzv. tone mappingu, jehož cílem je co nejvěrnější převod snímku z oblasti s pohyblivou řádovou čárkou do oblasti standardní (zpravidla snímek s 8 nebo 16 bitovou hloubkou).

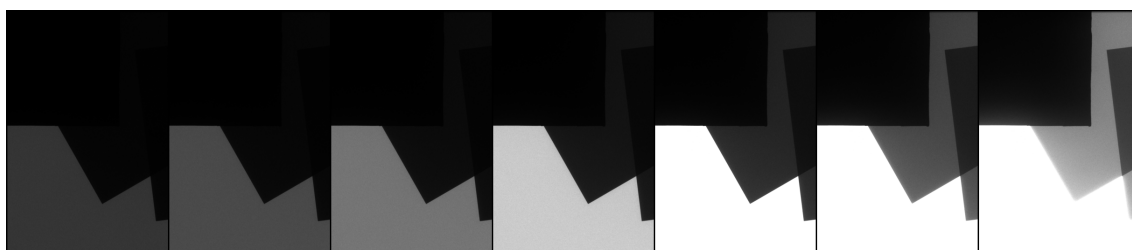
### 3.3.1 Testovací snímky pro Debevecovu metodu

Pro ověření možnosti aplikace Debevecovy metody na sérii rentgenových snímků pro rekonstrukci HDR snímku jsou nasnímány dvě série snímků: kalibrační snímky a snímky pro rekonstrukci HDR snímku. Obě série snímků by měly obsahovat snímky s postupně rostoucími dobami expozice  $\Delta t$ . Dle [18] by měla být doba expozice snímku v sérii vždy dvojnásobná oproti době expozice snímku předchozího. Pro snímání testovacích snímků je využita sestava, která byla popsána v kapitole 3.1. Stejně jako v kapitole 2.2.1 jsou jako napětí a proud rentgenky zvoleny hodnoty 60 kV a 250  $\mu$ A.

#### Kalibrační snímky

Pro správnou rekonstrukci musí být kalibrační snímky nasnímány tak, aby každý snímek obsahoval alespoň jednu přexponovanou a jednu podexponovanou oblast. Zároveň by snímky měly obsahovat oblast, jejíž intenzita se mění se změnou doby expozice. S parametry popsány výše je nasnímána série snímků s dobami expozice 20 ms, 40 ms, 80 ms, 160 ms, 320 ms, 640 ms a 1280 ms.

Podexponovaná oblast je zajištěna zastíněním části detekční plochy detektoru olověným plátem, přexponované oblasti jsou oblasti přímého dopadu rentgenového záření na detektor. Oblasti s měnící se intenzitou při změně expoziční doby  $\Delta t$  jsou zajištěny dvěma překrývajícími měděnými plíškami. Sérii kalibračních snímků lze vidět na obrázku 3.5.



Obr. 3.5: Série kalibračních snímků s dobami expozice 20 ms, 40 ms, 80 ms, 160 ms, 320 ms, 640 ms a 1280 ms.

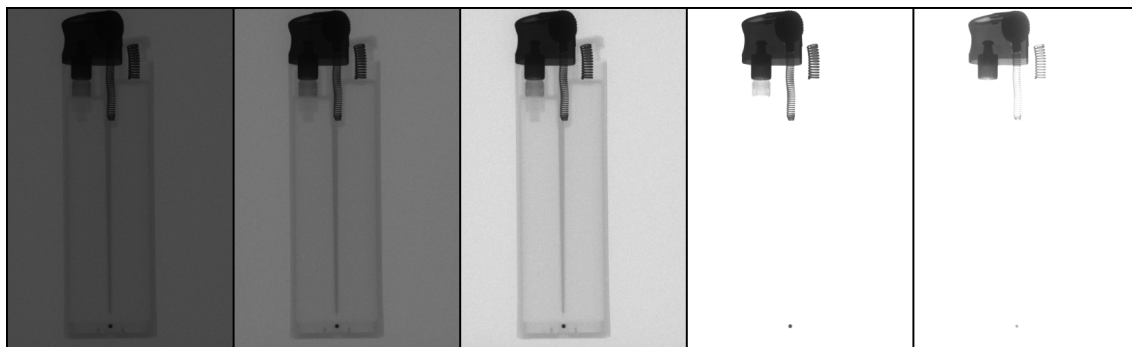
#### Testovací snímky

Stejně jako v případě testovacích snímků pro AAR, je zvolen jako rentgenovaný objekt zapalovač. Zapalovač je díky materiálům, z kterých je vyroben, vhodný pro ověření správného fungování zvolené metody. Očekávaným výsledkem po aplikaci Debevecovy metody je výstupní snímek, na kterém bude zřejmá struktura plastového



zásobníku a zároveň struktura vrchní části zapalovače s překrývajícími se kovovými částmi.

Testovací snímky jsou pořízeny tak, aby snímek s nejnižší dobou expozice obsahoval dobře viditelné plastové části. V tomto případě jsou kovové části testovaného objektu podexponované. Naopak v případě snímku s nejvyšší dobou expozice, by měly být dobře viditelné struktury kovových částí a přexponované části z plastu. Sérii testovacích snímků ukazuje obrázek 3.6.



Obr. 3.6: Série testovacích snímků s dobami expozice 40 ms, 80 ms, 160 ms, 320 ms a 640 ms.

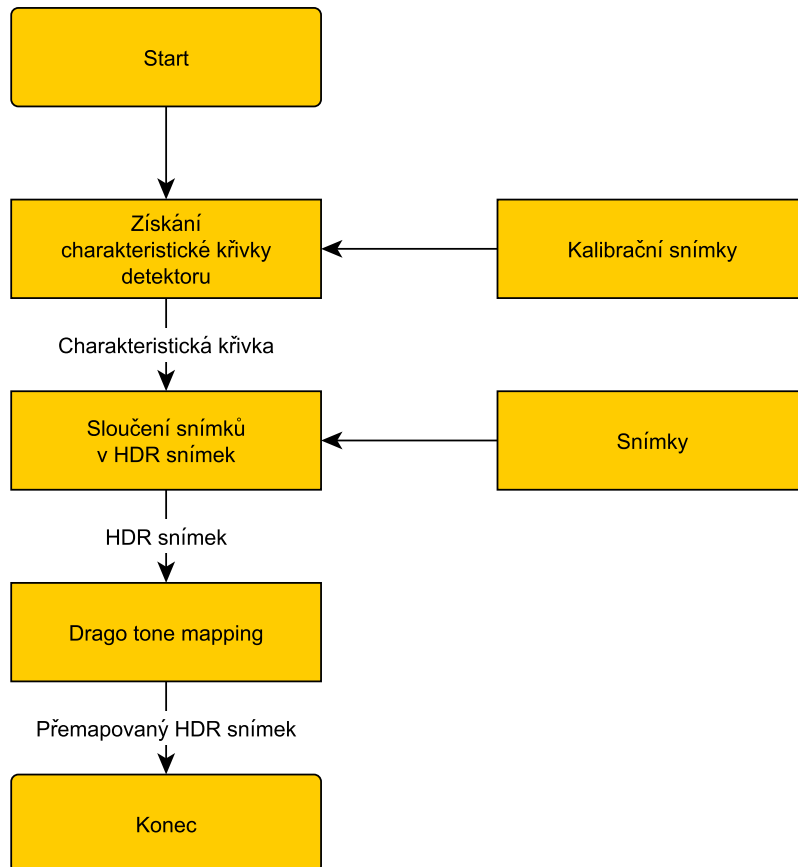
### 3.3.2 Ověření funkčnosti Debevecovy metody

Na základě Debevecovy metody lze implementovat algoritmus pro získání snímku s vysokým dynamickým rozsahem ze série snímků pořízených s různou expoziční dobou. Diagram popisující postup při aplikaci této metody popisuje obrázek 3.7.

Postup z diagramu je implementován pomocí jazyka Python, v prostředí Jupyter notebook. V implementaci je využito balíčku scikit-image pro práci se snímky a balíčku OpenCV pro python, ve které je Debevecova metoda již implementována. Snímky jsou zobrazeny pomocí balíčku Matplotlib a pro práci s maticemi je využit balíček numpy.

### 3.3.3 Předzpracování snímků

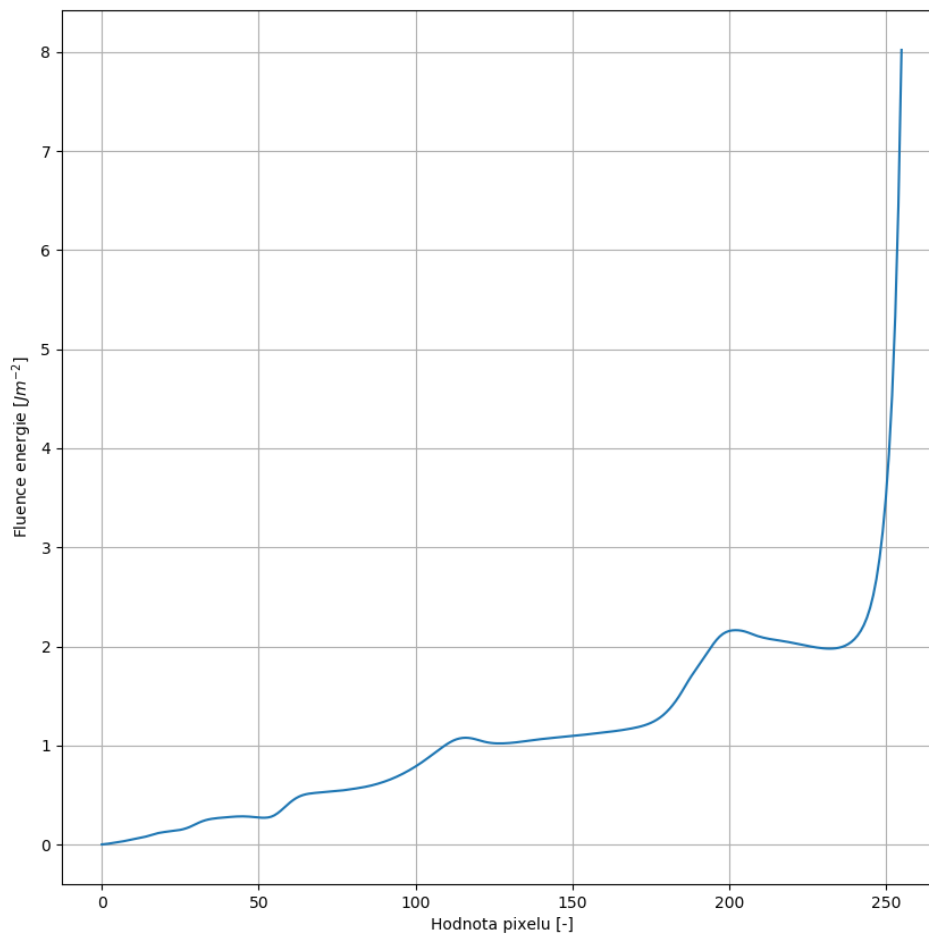
Implementace Debevecovy metody v knihovně OpenCV, potažmo python balíčku pro práci s OpenCV umí pracovat pouze s daty v tří-kanálovém BGR (Blue, Green a Red) modelu s 8-bitovou hloubkou, proto je nutné sérii testovacích a kalibračních snímků převést z jednokanálového 14-bitového snímku alokovaného v 16 bitech do podoby, se kterou umí OpenCV pracovat. Převod byl implementován tak, že 14 bitové snímky byly převedeny na snímky s 8-bitovou hloubkou. Takto upravené



Obr. 3.7: Vývojový diagram implementace metody HDR.

snímky byly použity k vytvoření všech tří kanálů BGR snímku – všechny kanály byly nahrazeny upravenými 8-bitovými snímky.

Předzpracování série snímků ovlivní výsledek pouze ve smyslu ztráty informace při převodu snímků z 14-bitové datové hloubky do 8-bitové. Vzhledem k tomu, že OpenCV implementace funkcí pro získání charakteristiky detektoru i sloučení snímku v HDR snímek pracují pro každý kanál zvlášť, lze výstup těchto funkcí považovat za relevantní. Ve všech kanálech výsledného snímku by se měla nacházet stejná výstupní data. Z těchto důvodů, lze ověření funkčnosti Debevecovy metody pro rentgenové snímky pomocí funkcí implementovaných v OpenCV považovat za dostatečné.



Obr. 3.8: Charakteristická křivka detektoru získaná pomocí OpenCV.

### 3.3.4 Získání charakteristické křivky a sloučení snímků

Kalibrační křivka může být získána pomocí OpenCV vytvořením kalibrační instance. Instance má několik parametrů, které lze nastavit při její konstrukci:

- Počet vybraných pixelů pro kalibraci.
- Parametr  $\lambda$  vyhlazovacího operátoru.
- Způsob výběru pixelů pro kalibraci.

Pro kalibraci byla vytvořena instance s parametry: počet vybraných pixelů 200 a vyhlazovací parametr 10. Jako způsob výběru pixelů pro kalibraci byl vybrán rovnoměrný výběr pomocí mřížky. Výslednou odezvu detektoru vypočítanou ze série kalibračních snímků pomocí metody implementované v OpenCV ukazuje obrázek 3.8. V obrázku je zobrazen pouze jeden kanál, jelikož ostatní jsou z důvodů popsá-

ných výše totožné. Díky získané charakteristické křivce detektoru je možné sloučit testovací snímky pomocí implementace v OpenCV. Pro možnosti zobrazení a uložení HDR snímku byl na výstupní snímek aplikován pomocí OpenCV Dragův tone mapping [28]. Výsledný HDR snímek po aplikaci tone mappingu ukazuje obrázek 3.9

### 3.3.5 Výsledky aplikace Debevecovy metody



Obr. 3.9: Výsledný snímek po aplikaci Debevecovy metody a Dragova tone mappingu získaný pomocí OpenCV.

Na předzpracovaná data byl aplikován Debevecův algoritmus pomocí implementace v OpenCV. Nejdříve byla získána funkce odezvy detektoru  $g$ , která byla využita pro sloučení série testovacích dat v HDR snímek. Na HDR snímek byl následovně aplikován Dragův tone mapping. Výsledný snímek lze vidět na obrázku 3.9

Na snímku lze pozorovat zvýšený dynamický rozsah, který se projevuje dobrým kontrastem v původně podexponovaných či přexponovaných oblastech v sérii testovacích snímků. Zvýšený kontrast v těchto oblastech umožňuje sledovat části rentgenovaného objektu, které jsou vyrobeny z materiálu s vysokou absorpcí rentgenového záření (kov) a nízkou absorpcí rentgenového záření (plast) zároveň. Snímek

ukazuje krom zvýšeného dynamického rozsahu, také snížený šum díky skládání více snímků v jeden – podobný princip jako v případě průměrování, kterému byla věnována předešlá kapitola 3.2.

## 4 VYTVOŘENÍ MNOŽINY TESTOVACÍCH SNÍMKŮ

Tato kapitola se zabývá pořízením rozšířené množiny testovacích snímků pro Debevecovu metodu a metodu AAR. V první části je popsán způsob pořízení snímků, druhá část popisuje jejich zpracování pro další využití.

### 4.1 Pořízení snímků

Rozšířená množina snímků byla pořízena stejným způsobem se stejným zařízením, jako testovací data v kapitole 3.1. Parametry a série nasnímaných snímků popisuje tabulka 4.1. Názvy sérií snímků odpovídají názvům adresářů v příloze této práce A.

Název	$\Delta t_{min}$ [ms]	$\Delta t_{max}$ [ms]	Napětí [kV]	Proud [ $\mu$ A]	Typ	Počet
zapalovac	120	120	60	250	AAR	10
zapalovac	40	640	60	250	HDR	5
vga	160	160	60	250	AAR	10
vga	20	640	60	250	HDR	6
usb_to_RS232	160	160	60	250	AAR	10
usb_to_RS232	20	640	60	250	HDR	6
programator	100	100	60	250	AAR	9
programator	40	320	60	250	HDR	5
penezenka	120	120	60	250	AAR	10
penezenka	20	640	60	250	HDR	6
demo_board	160	160	60	250	AAR	10
demo_board	40	640	60	250	HDR	5

Tab. 4.1: Nasnímané série rentgenových snímků.

Snímky pro ověření metody AAR byly nasnímány tak, aby se rentgenovaný předmět pohyboval ve scéně. Série snímků pro Debevecovu metodu byla nasníмана tak, aby při nejnižší době expozice  $\Delta t_{min}$  měli nejlepší kontrast části rentgenovaného objektu z materiálů s nízkou absorpcí rentgenového záření. Naopak při nejvyšší době expozice měli nejlepší kontrast části s vysokou absorpcí rentgenového záření. Série snímků *demo\_board* a *usb\_to\_rs232* byly záměrně pořízeny se špatně zkalibrovaným detektorem z důvodu ověření robustnosti implementovaných metod. Špatná kalibrace se projevila v podobě vodorovné čáry pixelů o stejné intenzitě. Všechny zrentgenované snímky je možné nalézt v příloze této práce.

### **4.1.1 Předzpracování snímků**

Pořízené snímky byly automaticky předzpracovány tak, aby mohly být využity v dalších částech práce. Nejprve bylo u snímků zmenšeno rozlišení, aby mohly být použity jako vstupní data pro ukázkovou aplikaci v kapitole 8.2.2. Zmenšení bylo provedeno nahrazením lokální množiny pixelů jejich průměrem. Po zmenšení rozlišení byly snímky uloženy jako DICOM soubory včetně údajů o době expozice.

## 5 DATOVÉ FORMÁTY PRO UKLÁDÁNÍ RENTGENOVÝCH SNÍMKŮ

Datové formáty pro ukládání rentgenových snímků se vyvíjely společně s vývojem radiografických technologií. S příchodem digitálních technologií pro snímání rentgenových snímků bylo nutné navrhnout standard, který umožní ukládat, přenášet a zálohovat rentgenové snímky společně s jejich metadaty. Z tohoto důvodu organizace National Electrical Manufacturers Association (NEMA) a American College of Radiology (ACR) vytvořily standard Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) [29], kde jedna z částí tohoto standardu definuje datový formát pro ukládání digitálních rentgenových snímků.

Jak již název standardu napovídá, jedná se o standard pro přenos a ukládání dat v lékařské radiologii. S rozvojem nedestruktivní radiografie v průmyslu bylo nutné navrhnout standard s podobnými vlastnostmi jako má DICOM. Z toho důvodu byl navržen standard DICOM for nondestructive evaluation (DICONDE), který je definován harmonizační normou [2]. DICONDE pomocí harmonizační normy rozšiřuje standard DICOM, díky čemuž je docílená částečná kompatibilita mezi těmito standardy.

Vedle výše zmíněných formátů existují proprietární formáty, které byly vyvinuty výrobcí radiologických zařízení, které však nelze využít v rámci této práce.

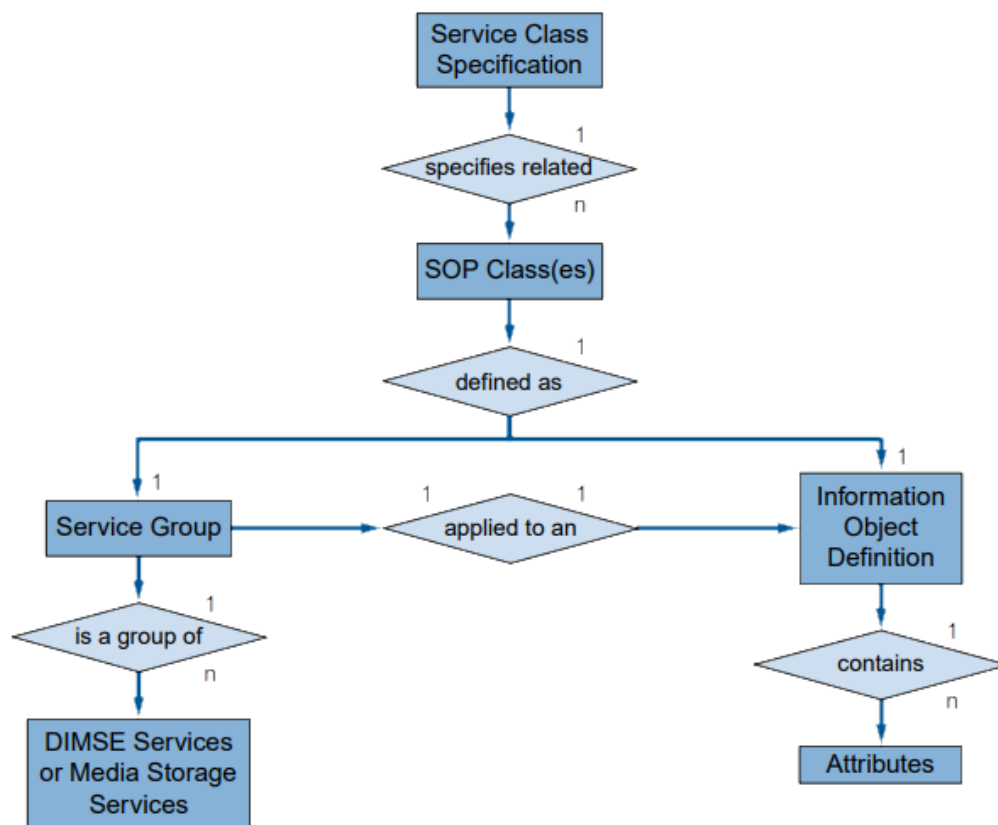
### 5.0.1 Datový formát DICOM

Standard DICOM definuje je definován takzvaným DICOM informačním modelem, který definuje strukturu a způsob přenosu snímků a s nimi spojených dat. Vazby mezi jednotlivými částmi modelu popisuje obrázek 5.1.

Jednou z nejdůležitějších částí informačního modelu je Definice Informačního Objektu – Information Object Definition (IOD), která slouží k objektově orientované abstrakci objektů reálného světa pomocí DICOM atributů. IOD nereprezentuje konkrétní reálný objekt, ale pouze třídu či popis reálných objektů, které sdílí stejné informace. Jinými slovy si lze IOD představit jako třídu, která je využívána v objektově orientovaných programovacích jazycích.

Další částí, kterou informační model DICOM definuje, jsou služby, které umožňují DICOM aplikacím vzájemně komunikovat. Hlavním využitím služeb je přenos a ukládání snímků v DICOM formátu. Vytvořením páru IOD-slужba vzniká Pár Služba-Objekt – Service-Object Pair (SOP) třída. Aplikace díky definování SOP tříd poskytuje ostatním DICOM aplikacím rozhraní, které definuje její vlastnosti. Soubor SOP tříd se poté nazývá DICOM model. [29]





Obr. 5.1: Základní části informačního modelu DICONDE a vazby mezi nimi. [29]

## Atributy

Základní entitou pro tvorbu DICOM objektu jsou takzvané atributy. Každý DICOM atribut se skládá ze značky (tag), datového typu (value representation), délky a hodnoty. Značka atributu definuje pomocí unikátního kódu typ atributu. Každá značka se skládá z dvou 2 bytových hexadecimálních čísel, kde první z čísel definuje skupinu atributu a druhé je unikátní číslo ve skupině.

Datový typ je reprezentovaný pomocí dvou znaků, proto například unsigned short je zakódovaný jako US. V některých případech se stává, že informace o datovém typu typu je redundantní, protože datový typ je úzce spjat s typem atributu, nicméně i v tomto případě je dobrou praxí datový typ vždy uvádět. Jako příklad atributu lze uvést atribut typu počet pixelů na výšku s hodnotou 96, který je definovaný značkou (0028, 0010), datovým typem US, hodnotou 96 a délkou 2.

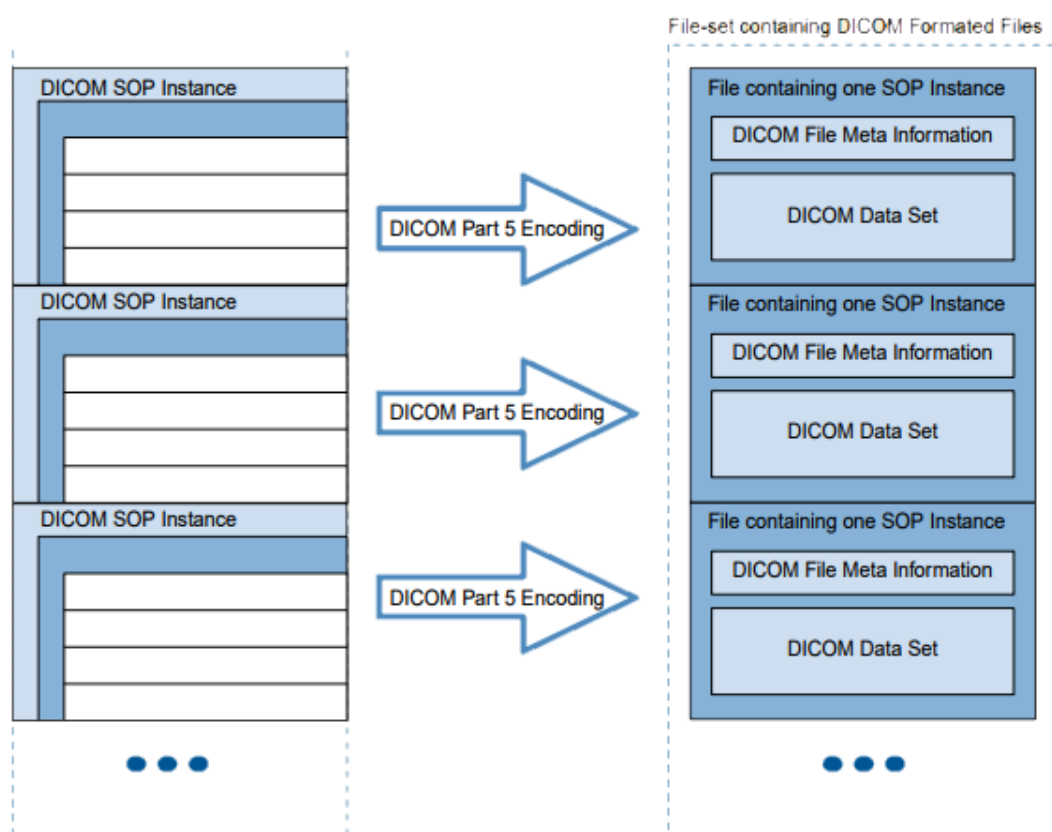
## IOD

Každá SOP je definována pomocí IOD, která je definována atributy, jež se dělí do několika modulů. Moduly se poté dělí do několika informačních entit. Každý

definovaný atribut nebo modul může být pro danou IOD volitelný nebo povinný. Definováním všech povinných atributů vzniká instance SOP třídy, která může být uložena jako soubor. Pro ukládání snímků, které jsou převáděny do DICOM formátu z jiného datového formátu, je využívána IOD s názvem Secondary Capture Image.

### Ukládání SOP instance

Datový formát DICOM umožňuje zabalení dat, které jsou reprezentovány pomocí SOP instance do jednoho souboru, jehož strukturu ukazuje obrázek 5.2 Kromě SOP instance se v souboru vyskytuje hlavička, která nese identifikační informace o zabalené SOP instanci. Hlavička se skládá ze 128 bytové preamble, 4 bytového DICOM prefixu a metadat. Metadata jsou kódována pomocí atributů.



Obr. 5.2: Struktura dat souboru v DICOM formátu. [29]

### DICONDE

je standard pro ukládání a přenos snímků v nedestruktivní defektoskopii. Jedná se o rozšíření standardu DICOM pomocí harmonizační normy [2]. DICONDE předefinováá některé z DICOM modulů tak, že přejmenovává některé z atributů modulů

nebo přidává nové privátní atributy. Změna názvů nemá vliv na podobu dat uložených v souboru, díky čemuž je zajištěna vzájemná kompatibilita formátů. Typickým příkladem změny názvu atributu může být například atribut se značkou (0010, 0010), který v případě DICOM náleží modulu Patient a v případě DICONDE modulu Component, který má v případě DICOM název Patient Name a v případě DICONDE Component Name. Stejným způsobem jsou pomocí harmonizační normy předefinovány DICOM moduly Patient, Patient summary a Patient study na DICONDE moduly Component, Component summary a Component study.

## 6 IMPLEMENTACE KNIHOVNY DICOM

Tato kapitola se zabývá návrhem a implementací knihovny pro práci s DICOM soubory. V první části kapitoly jsou stanoveny požadavky, které by měly být během implementace splněny. V následující části se kapitola zabývá rozbořem rozhraní knihovny třetí strany pro práci s DICOM soubory. Poslední část kapitoly popisuje implementaci samotné knihovny.

### 6.1 Požadavky

V rámci implementace knihovny pro načítání a ukládání DICOM souborů je definováno několik požadavků. Definované požadavky by měly umožnit snadnou integraci vytvořené knihovny v rámci dalších systémů.

#### Technologie

Knihovna by měla být implementována pomocí programovacího jazyka C# z důvodu možnosti integrace s dalšími částmi rentgenového systému SCIOX od společnosti Eledus. Z důvodu kompatibility knihovny s různými implementacemi .NET by výsledná knihovna měla cílit na co nejnižší verzi .NET standardu<sup>1</sup>. Požadavkem je, aby cílená verze .NET standardu byla podporována alespoň nejnovějšími verzemi následujících implementací .NET: .NET Core<sup>2</sup>, .NET Framework<sup>3</sup>, Mono<sup>4</sup>. Dalším z požadavků na implementaci je, aby bylo možné vytvořenou knihovnu v pozdějších fázích vývoje distribuovat jako nuget<sup>5</sup> balíček.

#### Testování

Z důvodu budoucího využití knihovny v produkčním kódu rentgenových zařízení je vyžadováno pokrytí implementované knihovny jednotkovými a integračními testy. Pro snadnou testovatelnost by měly být všechny části knihovny abstraktní, včetně knihoven třetích stran. V případě, že knihovny třetích stran nejsou abstraktní, měly by být při implementaci abstrahovány.

#### Využití knihoven třetích stran pro DICOM

Pro usnadnění práce při tvorbě knihovny by měla být využita některá z dostupných knihoven pro DICOM. Knihovna třetí strany by měla být od kódu knihovny

---

<sup>1</sup>Standard pro harmonizaci API implementací .NET[30]

<sup>2</sup>Multiplatformní implementace .NET [31]

<sup>3</sup>Implementace .NET pro operační systém Windows[32]

<sup>4</sup>Multiplatformní implementace .NET [33]

<sup>5</sup>Balíčkový systém pro .NET [34]

odstíněna tak, aby ji bylo snadné nahradit jinou knihovnou v případě, že vybraná knihovna nebude v budoucnosti vyhovovat všem požadavkům. Vybraná knihovna třetí strany musí být vydávána pod některou z licencí, která bude umožňovat její využití v komerčním systému. Distribuce knihovny by měla zajištěna pomocí nuget balíčku pro snadnou integraci a aktualizování v navrhované knihovně.

### **Typ dat a způsob ukládání**

Knihovna by měla být využívána pro ukládání a načítání obrazových dat v rámci CR. Knihovna by měla umět uložit snímky s následujícími parametry:

- Variabilní bitová hloubka až 16 bitů.
- Jeden monochromatický kanál.

V rámci této práce bude knihovna využita pro rekonstrukci HDR snímku pomocí metody popsané v kapitole 2.2.2, proto by měla být schopná načíst a pracovat s DICOM atributem doby expozice.

Ukládání a načítání souboru by mělo být odstíněno tak, aby tato funkcionality byla nezávislá na souborovém systému operačního systému a zároveň bylo možné načítání ze souborového systému hostitelského operačního systému nahradit načítáním z jiného zdroje (například pomocí SFTP).

## **6.2 Knihovna třetí strany**

Jedním z požadavků je využití knihovny třetí strany pro načtení atributů DICOM souboru. Využití knihovny třetí strany usnadní implementaci navrhované knihovny. Knihovna by měla být použita tak, aby bylo možné ji kdykoliv nahradit jinou knihovnou případně vlastní implementací. Dalším požadavkem na knihovnu je, aby byla implementovaná v jazyce C# a cílila na co nejnížší .NET standard. Knihovna by měla být vydána pod licencí, která umožňuje její využití v uzavřeném komerčním systému.

### **6.2.1 Fellow Oak DICOM (FoDicom)**

Jednou z implementovaných knihoven pro DICOM je knihovna FoDicom. Tato knihovna je vydávána pod otevřenou licencí MS-PL, které umožňuje její integraci do uzavřeného komerčního systému. Knihovna je implementována v programovacím jazyce C# a cílí na .NET standard 1.3, díky čemuž lze knihovnu využít v programech implementovaných ve všech dostupných implementacích .NET: .NET Core, .NET Framework, Mono, Universal Windows Platform a Xamarin. Knihovna je distribuována jako nuget balíček pro její snadnou integraci.

## Rozhraní knihovny FoDicom

Implementovanou funkcionalitu knihovny FoDicom lze využívat pomocí rozhraní, které je definováno třídami. V rámci implementované knihovny nebude využita všechna funkcionalita knihovny FoDicom, ale pouze její části, kterými jsou:

- Načítání a ukládání DICOM souboru.
- Práce s atributy načteného souboru.
- Přístup k DICOM image pixel modulu.

**Načítání a ukládání souboru** K načítání a ukládání souboru slouží metody jedné ze základních tříd *DicomFile*. Těmito metodami jsou metody *Save* a *Load* a jejich asynchronní ekvivalenty *SaveAsync* a *LoadAsync*. Všechny z metod jsou přetíženy tak, že lze parametry souboru předat jako: cestu k souboru, která je vyjádřena textovým řetězcem (string) a bytový stream reprezentující načtený soubor v paměti (Stream). Z těchto metod byly jako vhodné vybrány ty, které umožňují asynchronní volání s parametrem souboru reprezentovaného bytovým tokenem (výpis 6.1).

```
Task SaveAsync(Stream stream, DicomWriteOptions options = null);  
static Task<DicomFile> OpenAsync(Stream stream);
```

Source Code 6.1: Metody FoDicom pro práci se souborem.

**Práce s atributy** Rozhraní pro práci s DICOM atributy poskytuje třída *DicomDataset*. Tato třída zároveň implementuje rozhraní *IEnumerable<DicomItem>*, tudíž lze pomocí instance této třídy iterovat po jednotlivých instancích třídy *DicomItem*, které obsahuje. Pro práci s atributy třída poskytuje několik vybraných metod, které lze vidět ve výpisu 6.2.

```
T Get<T>(DicomTag tag, T defaultValue);  
bool Contains(DicomTag tag);  
DicomDataset AddOrUpdate<T>(DicomTag tag, params T[] values);  
DicomDataset AddOrUpdate(IEnumerable<DicomItem> items);  
DicomDataset AddOrUpdate(params DicomItem[] items);  
DicomDataset Remove(DicomTag dicomTag);  
DicomDataset Clone();
```

Source Code 6.2: Metody FoDicom pro práci s atributy.

Získání hodnoty atributu lze provést pomocí metody *Get*, jejíž návratová hodnota je generického datového typu *T*, jehož reprezentace je odvozena od datového

typu parametru *defaultValue*. Parametr *defaultValue* slouží jako defaultní návratová hodnota v případě, že instance *DicomDataset* neobsahuje žádný atribut se značkou, která je definována parametrem *tag* s datovým typem *DicomTag*. Pro zjištění, zda daná instance třídy *DicomDataset* obsahuje atribut, slouží metoda *Contains*. Návratová hodnota této metody značí, zda instance obsahuje atribut se značkou, která je definována parametrem *tag* datového typu *DicomTag*. Datový typ návratové hodnoty je *bool*.

Metoda *AddOrUpdate* a její přetížení slouží k přidávání nebo aktualizaci atributů. Přetížení s parametrem *IEnumerable<DicomItem>* umožňuje přidat nebo aktualizovat atributy instancí třídy, která implementuje *IEnumerable<DicomItem>*, čili toto přetížení může být využito pro aktualizování atributů atributy, které jsou uloženy v jiné instanci třídy *DicomDataset*. Další z přetížení umožňuje přidat atributy jako pole parametrů instancí třídy *DicomItem*. Poslední z možností volání *AddOrUpdate*, umožňuje přidat nebo aktualizovat atribut pomocí parametrů, definujících značku atributu s datovým typem *DicomTag* a hodnotu atributu s generickým typem *T*.

**Práce s image pixel modulem** Rozhraní pro práci s DICOM image pixel modulem poskytuje třída *DicomPixelData*. Tato třída obsahuje atributy, které jsou reprezentovány členem *Dataset* datového typu *DicomDataset*. Počet snímků v attributech je reprezentován členem *NumberOfFrames* datového typu *int*. Pro čtení a ukládání snímků jsou dostupné metody *GetFrame* a *AddFrame*, které lze vidět ve výpisu 6.3. Metoda *AddFrame* bere jako parametr instanci třídy, která implementuje rozhraní

```
public abstract void AddFrame(ICollection data);  
public abstract ICollection GetFrame(int frame);
```

Source Code 6.3: Metody FoDicom pro práci s image pixel modulem.

*ICollection*, tento parametr reprezentuje byty reprezentující jeden snímek. Ke čtení snímků z pixel data modulu třída *DicomPixelData* poskytuje metodu *GetFrame*. Metoda bere jako parametr pořadí snímku, který je vrácen jako návratová hodnota s datovým typem *ICollection*.

## 6.3 Implementace knihovny

Pro implementaci knihovny je využita knihovna třetí strany, jejíž rozhraní bylo popsáno v předešlé kapitole. Knihovna je vytvořena jako projekt typu Class library. Takto vytvořený projekt lze snadno distribuovat jako nuget balíček. Knihovna cílí na .NET standard 2.0.





implementuje. Přítomnost abstrahovaného objektu v proxy třídě lze využít k snadnější práci s abstrakcí při navrhování dalších částí systému, případně při rozšiřování abstrakce o další členy a metody.

### 6.3.2 Abstrakce knihovny FoDicom

Mimo abstrahování rozhraní, které poskytuje knihovna FoDicom je odstíněna i knihovna samotná. Odstínění knihovny znamená vytvoření další úrovně abstrakce nad abstrakcí, která odstiňuje abstrakci rozhraní. Tato abstrakce je zajištěna rozhraními *IDicomModel<T>*, *IImagePixelModule<T>* a *IDicomFile<T>* a jejich implementace FoDicomModel, FoDicomDicomFile a FoDicomImagePixelModule. Generický parametr všech rozhraní a jejich implementačních tříd definuje datový typ z kterého budou brány atributy.

Jediné místo kde uniká závislost skrz abstrakci je využití rozhraní *IDicomDatasetWrapper* v třídách *FoDicomModel* a *FoDicomFile*. Tato část rozhraní knihovny FoDicom nebyla dostatečně odstíněna z důvodu nutnosti abstrahovat další části rozhraní knihovny. Tyto části knihovny budou odstíněny během budoucího vývoje knihovny.

### 6.3.3 Implementace práce se souborem

Pro načítání a ukládání DICOM souboru bylo navrženo rozhraní *IFileStreamProvider*. Rozhraní definuje, že jeho implementace by měly poskytovat soubor v podobě bytového toku. K tomuto rozhraní je vytvořena implementace v podobě třídy *PhysicalFileStreamProvider*, která umí načítat soubor ze souborového systému a poskytovat jeho bytový tok ostatním částem knihovny skrz definované rozhraní.

Přidáním dalších implementací *IFileStreamProvider* rozhraní by bylo možné DICOM soubory načítat z dalších zdrojů, jako například SFTP server nebo relační databáze.

### 6.3.4 Implementace modelu a image pixel modulu

Všechny předešlé části knihovny byly využity k implementaci modelu DICOM souboru a jeho image pixel modulu pro ukládání snímků. Jak již bylo zmíněno, tyto dvě části jsou závislé na rozhraní *IDicomDatasetWrapper*, které by mělo být v dalších fázích vývoje knihovny nahrazeno další úrovní abstrakce pro úplné odstínění knihovny třetí strany.

Model a image pixel module jsou reprezentovány rozhraními *IDicomModel<T>* a *IImagePixelModule<T>* a jejich implementacemi třídami *FoDicomModel* a *FoDicomImagePixelModule*. V případě, že by bylo třeba nahradit knihovnu třetí strany

jinou knihovnou, je možné vytvořit nové implementace obou rozhraní. Díky definovaným rozhraním se ostatní části systému ve kterém bude knihovna používána, nebudou muset upravovat díky odstínění rozhraním.

## 7 IMPLEMENTACE PŘEDZPRACOVÁNÍ SÉRIE RENTGENOVÝCH SNÍMKŮ

Tato kapitola se zabývá implementací metod, které byly navrženy a ověřeny v kapitole 3. První část kapitoly se věnuje implementaci metody AAR, která je implementována pomocí totožného algoritmu, jako při ověřování její funkčnosti v kapitole 3.2.

Druhá část kapitoly se věnuje implementaci Debevecovy metody pro sloučení snímků s nízkým dynamickým rozsahem ve snímek s vysokým dynamickým rozsahem. V této části kapitoly jsou rozebrány důvody, proč nemohla být využita metoda, která byla využita pro ověření funkčnosti Debevecovy metody pro rentgenové snímky v kapitole 2.2.2. Část zaměřena na Debevecovu metodu popisuje způsob její implementace. Na konci obou částí jsou diskutovány výsledky včetně porovnání s výsledky z kapitoly 3.

### 7.1 Implementace AAR

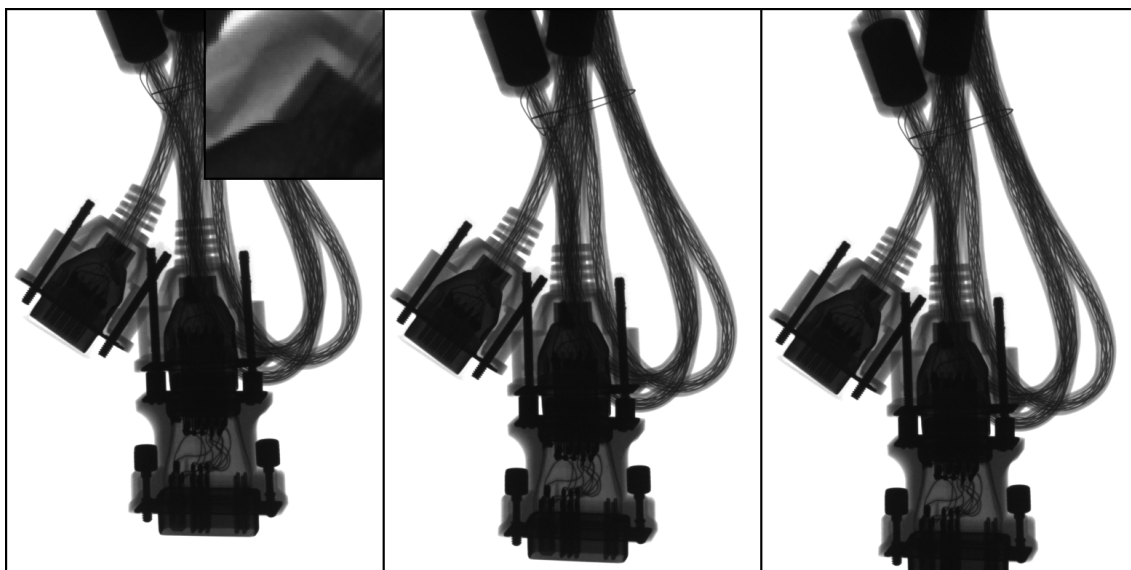
Jedním ze způsobů odstranění šumu sloučení série snímků je průměrování po registraci, které bylo popsáno a ověřeno v kapitole 3.2. Implementace, která byla využita pro ověření navržené metody, plně vyhovuje všem stanoveným požadavkům pro implementaci v rámci této kapitoly. Z toho důvodu je kód implementace pouze převzat a přestrukturován. Implementovaný algoritmus pro AAR je rozdělen do dvou statických funkcí (výpis 7.1).

```
def align_images(images, key_points, descriptors)
def detect_key_points(images)
```

Source Code 7.1: Implementované funkce AAR.

#### Nalezení klíčových bodů a jejich deskriptorů

Klíčové body a jejich deskriptory mohou být nalezeny pomocí implementované statické funkce `detect_key_points`, která bere jeden parametr `images`. Tento parametr je reprezentován instancí numpy pole obsahující množinu snímků, ve kterých mají být nalezeny klíčové body. Statická funkce ověří zda má instance numpy pole správné rozměry a vykoná na každý snímek z množiny detekci klíčových bodů a deskriptorů. Nalezené klíčové body a deskriptory jsou předány jako návratová hodnota ve formě tuplu dvou numpy polí klíčových bodů a deskriptorů.



Obr. 7.1: Normalizované vzorky ze série testovacích snímků VGA kabelu s posouváním předmětem ve scéně.

Detekce klíčových bodů a jejich deskriptorů je provedena pomocí instance třídy *ORB*, která je dostupná v balíčku *skimage* v modulu *feature*. Instance je vytvořena s parametry 200 pro maximální počet nalezených klíčových bodů a 0.05 jako práh pro FAST.

### Zarovnání snímků

Po získání klíčových bodů a deskriptorů lze snímky zarovnat voláním statické funkce *align\_images*. Tato funkce bere jako parametry numpy pole snímků, numpy pole klíčových bodů a numpy pole jejich deskriptorů. Na začátku funkce je provedena kontrola vstupních parametrů. Je ověřeno, zda rozměry numpy polí všech vstupních parametrů odpovídají rozměrům předpokládaným a je ověřeno zda počet klíčových bodů je stejný, jako počet jejich deskriptorů.

V další části funkce je provedena iterace přes všechny snímky, kromě prvního, který je brán jako snímek, vůči kterému budou ostatní snímky zarovnány. V iteraci je postupně pro všechny snímky a jejich klíčové body s deskriptory, vypočítán transformační model sloužící k transformaci snímku do souřadnicové soustavy prvního snímku. Tento model je nalezen pomocí metody RANSAC. Model je poté využit pro transformaci daného snímku do souřadnicové soustavy prvního snímku.

Metoda RANSAC je aplikována pomocí instance třídy *ransac*, která je implementována v balíčku *skimage* v modulu *transform*. Jako parametry instance třídy *ransac* byly zvoleny minimální počet vzorků 4 a práh ztrátové funkce 0.4.

### 7.1.1 Výsledky aplikace implementovaného algoritmu AAR

Popsaná implementace byla aplikovaná na testovací data, která byla nasnímana v rámci kapitoly 3.1. Jako testovací série snímků je vybrána série se snímků VGA kabelu (vga). Jak ukazuje obrázek 7.1 se třemi vzorky testovacích snímků, rentgenovaný objekt je ve scéně dostatečně posunut tak, aby bylo možné ověřit správnou funkčnost implementované metody. Série snímků byla před aplikací metody normalizovaná roztažením hodnot do celého rozsahu 16-bitové datové hloubky.

Na sérii deseti snímků snímků byl aplikován implementovaný algoritmus jehož výsledek ukazuje obrázek 7.2. Výsledek aplikace je dle očekávání stejný, jako výsledek získaný v rámci ověření funkčnosti navrženého algoritmu AAR v kapitole 3.2. Výsledný snímek je ostrý bez šumu s náhodným rozdělením, který se nachází ve vstupních snímcích. Stejně jako ve výsledcích z kapitoly 3.2 jsou ve snímku patrné artefakty, které jsou způsobeny nedostatkem informací při zarovnávání snímků, jejichž rentgenovaný objekt se nachází mimo hranice snímku. Tento artefakt je viditelný především ve spodní části snímku, a jak si lze všimnout na třetím vzorku v obrázku 7.1, je tento artefakt pravděpodobně způsoben přesahem rentgenovaného objektu mimo snímávaný vzorek.



Obr. 7.2: Výsledek implementovaného algoritmu AAR.

## 7.2 Implementace Debevecovy metody

Na rozdíl od algoritmu implementovaným v předešlé kapitole nelze v případě Debevecovy metody využít algoritmu, který byl využit pro ověření funkčnosti Debevecovy metody pro rentgenové snímky v kapitole 2.2.2. Algoritmus nelze využít především kvůli nemožnosti jeho aplikace na jednokanálové snímky, které jsou uloženy v 16 bitech. Z těchto důvodů je Debevecova metoda implementována celá znovu. Kromě implementace Debevecovy metody je implementována i metoda pro tone mapping HDR snímku, konkrétně je implementován Dragův tone mapping. Implementace se opět skládá z několika statických funkcí viz výpis 7.2

```
def detector_response_solver(images, exposures, smoothness_constant)
def construct_radiance_map(images, exposures, g)
def sort_images_by_exposures_ascending(images, exposures)
def validate_images_exposures_pair(images, exposures)
```

Source Code 7.2: Implementované funkce Debevecovy metody.

### Kontrola vstupních parametrů

Všechny implementované statické funkce berou jako parametr dvě instance numpy polí se snímky a dobami expozice při kterých byly pořízeny. Proto byla implementována funkce *validate\_images\_exposures\_pair*, která slouží k ověření, zda jsou parametry validní. Funkce kontroluje, zda obě numpy pole obsahují stejný počet prvků a zda má numpy pole snímků správný rozměr. Funkce také kontroluje, zda mají snímky správnou bitovou hloubku, konkrétně 16 nebo 8 bitů.

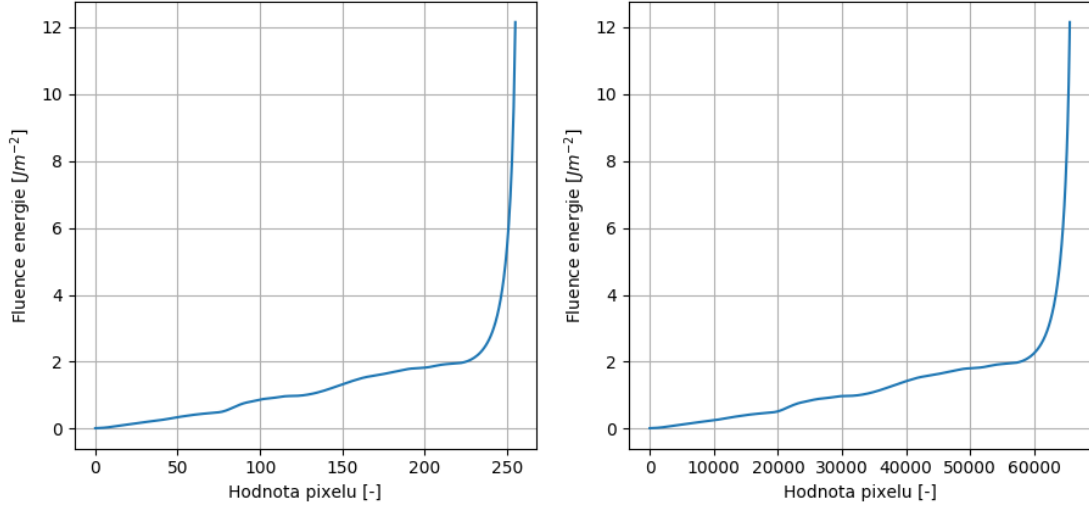
### Získání charakteristické křivky detektoru

Nejdůležitější část Debevecovy metody je získání charakteristické křivky detektoru. Pro získání křivky je implementována funkce *detector\_response\_solver*. Funkce přebírá jako parametry dvě instance numpy polí reprezentující snímky a jejich doby expozice a vyhlazovací konstantu.

V případě, že má pole snímků 16-bitovou hloubku, jsou snímky převedeny na 8 bitové. Převod je proveden z důvodu optimalizace výpočtu charakteristické křivky. Funkce pokračuje vzestupným seřazením polí snímků a jim příslušných dob expozice.

Získání charakteristické křivky spočívá ve výpočtu soustavy lineárních rovnic podle 2.14, kterou lze vyjádřit jako:

$$b = Ax, \tag{7.1}$$



Obr. 7.3: Nalezená kalibrační křivka pro 8-bitový obor hodnot (vlevo) a její interpolovaný ekvivalent pro 16-bitový obor hodnot (vpravo)

kde  $x$  je vektor neznámých  $g(Z_{ij})$  a  $\ln(E_i)$ .  $A$  matice konstant, která se skládá z řádků, které obsahují násobitele neznámých podle (2.14), čili vážené hodnoty pixelů. Matice  $A$  je rozšířena ještě o řádky reprezentující vyhlazovací operátor dle druhé části (2.14). Vektor  $b$  poté dle 2.14 obsahuje přirozené logaritmy snímků násobené váženou hodnotou pixelu.

V případě, že by v předchozích krocích nebyly kalibrační snímky převedeny z 16-bitové datové hloubky na 8-bitovou, vektor  $x$  by měl více než  $2^{16}$  neznámých. Velikost alokované paměti maticí pouze pro neznámé hodnoty  $g(Z_{ij})$  bez vyhlazovacího operátoru lež vypočítat jako:

$$N = 2^n * p * k, \quad (7.2)$$

kde  $n$  je bitová hloubka,  $p$  počet kalibračních snímků a  $k$  počet alokovaných bytů na prvek matice. Uvážíme-li deset 16-bitových snímků alokovaných do matice, která má datový typ float64, dosazením do (7.2) dostáváme velikost alokované paměti:

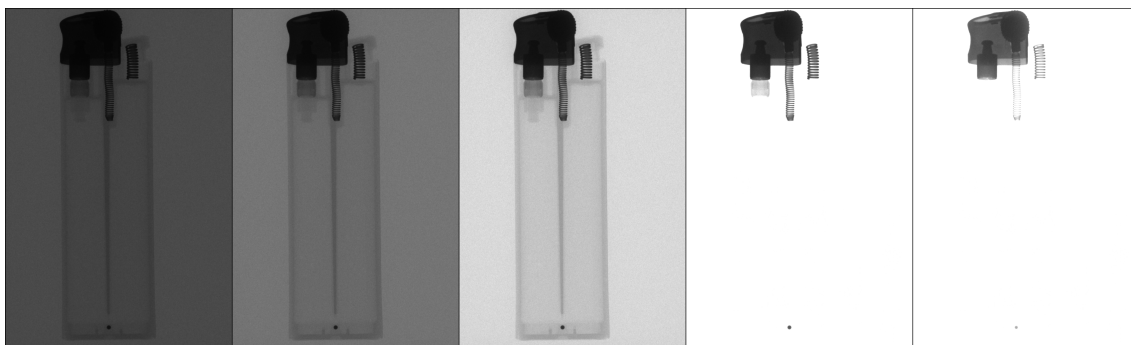
$$2^{16} * 10 * 8 = 5242880B \quad (7.3)$$

V případě, že mají snímky pouze 8-bitovou datovou hloubku dosazením do 7.2 získáme alokovanou velikost:

$$2^8 * 10 * 8 = 20480B \quad (7.4)$$

Pro 8-bitové snímky je alokovaná paměť znatelně menší. Z tohoto důvodu jsou snímky na začátku funkce, automaticky převedeny do 8-bitové datové hloubky.

Z důvodu optimalizace výpočtu musí být také redukován počet pixelů kalibračních snímků. Redukce počtu pixelů je docíleno náhodným výběrem 200 indexů



Obr. 7.4: Kalibrační snímky s dobami expozice 40 ms, 80 ms, 160 ms, 320 ms a 640 ms.

každého snímku, na základě kterých je vybrána množina 200 hodnot pixelů pro každý snímek, které jsou následně využity pro získání charakteristiky detektoru.

Po alokaci matic  $A$  a  $b$  lze snadno získat hodnotu neznámých vektoru  $x$  dosazením do (7.1) a vyřešením systému. Systém je vyřešen pomocí metody *lstsq*, kterou poskytuje balíček *numpy* v modulu *linalg*. Po nalezení vektoru  $x$ , funkce vektor rozdělí na nalezené hodnoty neznámých  $g(Z_{ij})$  a  $\ln(E_i)$ , kde funkce  $g$  je námi hledaná křivka.

V případě, že kalibrační data byla reprezentována 16-bitovými snímky, je nutné charakteristickou křivku převést z definičního oboru 8-bitového snímku do definičního oboru pro 16-bitový snímek. Tento převod je proveden roztažením definičního oboru funkce  $g$  z 8-bitového do 16-bitového a dopočítáním chybějících hodnot, proložením známých hodnot polynomem třetího řádu. Proložení je provedeno pomocí instance třídy *UnivariateSpline*, kterou poskytuje balíček *scipy* v modulu *interpolate*.

Nalezenou kalibrační křivku ukazuje obrázek 7.3. Jako kalibrační snímky byly použity snímky zapalovače, které lze vidět na obrázku 7.4. Snímky zapalovače byly zvoleny z důvodů nepředvídatelných výsledků pro kalibrační snímky z kapitoly 2.2.2, kdy podoba výsledné křivky nebyla konzistentní. Tato nekonzistentnost je projevem nižší robustnosti této implementace oproti implementaci v OpenCV, která byla využita pro ověření funkčnosti Debevecovy metody. Nižší robustnost může být způsobena náhodným výběrem hodnot pixelů. Charakteristická křivka získaná touto implementací (7.3), odpovídá tvaru kalibrační křivky, která byla získána pomocí OpenCV (3.8). Odchyly mezi křivkami mohou být způsobeny jinými kalibračními daty, či rozdíly ve způsobu implementace Debevecovy metody.

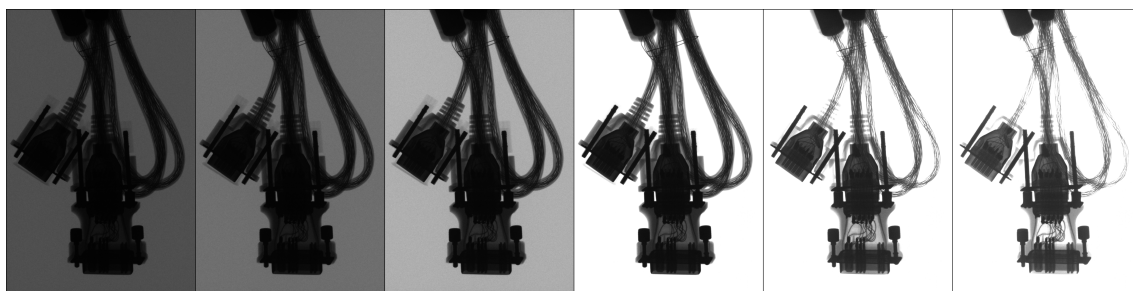


## Získání HDR snímku

Pomocí charakteristické křivky detektoru lze získat snímek s vysokým dynamickým rozsahem pomocí (2.15). Pro získání HDR snímku byla implementována funkce *construct\_radiance\_map*, která bere jako parametry numpy pole snímků a jim příslušných dob expozice a jednorozměrné numpy pole reprezentující charakteristickou křivku detektoru. Na začátku funkce je zkontrolována validita vstupních parametrů pomocí již zmíněné funkce *validate\_images\_exposures\_pair*. Následně je ověřeno, zda velikost pole reprezentující charakteristickou křivku odpovídá bitové hloubce snímků.

V dalším kroku je alokována tabulka všech možných hodnot pixelů vážených váhovou funkcí  $w(Z_{ij})$ . Následně jsou všechny snímky sloučeny v jeden HDR snímek dle (2.15). Hodnoty výsledného HDR snímku jsou vypočítány jako  $e^v$ , kde  $v$  je výsledek rovnice 2.15. Ještě před vrácením HDR snímku jako návratové hodnoty je výsledný vektor hodnot HDR snímku převeden na dvourozměrnou matici jejíž rozměry odpovídají rozměrům vstupních snímků.

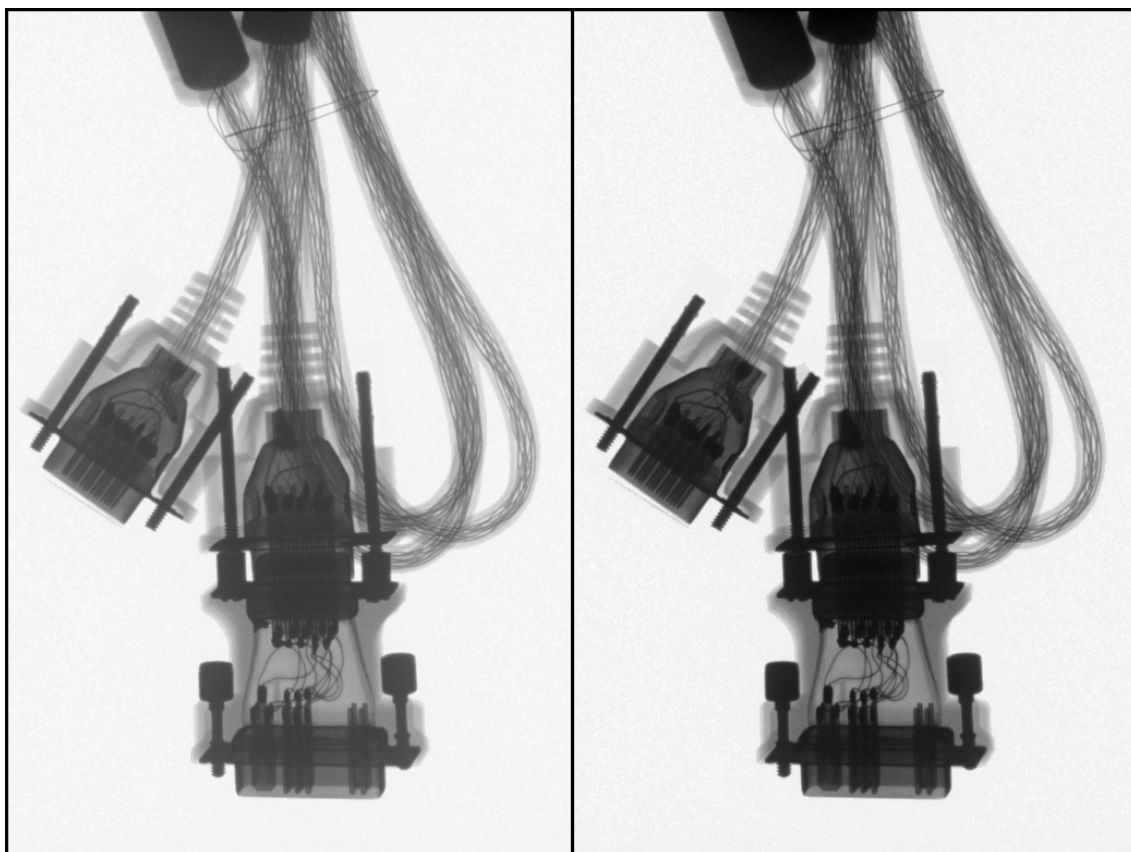
### 7.2.1 Výsledky aplikace implementovaného Debevecova algoritmu



Obr. 7.5: Série snímků s nízkým dynamickým rozsahem s dobami expozice 20 ms, 40 ms, 80 ms, 160 ms, 320 ms a 640 ms.

Implementace, která byla popsána výše, byla aplikována na testovací data v podobě série snímků VGA kabelu (7.5). Před aplikací implementované metody na sérii snímků byla pomocí kalibračních snímků 7.4 nalezena kalibrační křivka (7.3), jejíž tvar odpovídal křivce, která byla získána v kapitole 2.2.2 pomocí jiných kalibračních dat.

Obrázek 7.6 ukazuje výsledný HDR snímek po sloučení série snímků s nízkým dynamickým rozsahem (obrázek 7.5). Zvýšený dynamický rozsah je patrný především v dříve přexponovaných nebo podexponovaných oblastech (izolace kabelů, kovové



Obr. 7.6: Výsledný HDR snímek po aplikaci tone mappingu před normalizací (vlevo) a po normalizaci (vpravo)

části konektorů). Stejně jako při ověřování funkčnosti Debevecova algoritmu v kapitole 2.2.2 lze u snímku se zvýšeným dynamickým rozsahem pozorovat potlačení šumu s náhodným rozdělením, díky sloučení více snímků v jeden.

## 8 UKÁZKOVÁ APLIKACE

Tato kapitola se zabývá návrhem a implementací ukázkové aplikace. Mimo návrhu a implementace ukázkové aplikace je v rámci kapitoly navržena a implementována služba pro předzpracování série rentgenových snímků. V první části kapitoly je proveden návrh jak služby, tak aplikace.

Druhá část kapitoly se zabývá již samotnou implementací. V rámci této části je popsán způsob, jakým byly služba a aplikace implementovány a způsoby distribuce obou aplikací. Na konci kapitoly jsou zhodnoceny výsledky předzpracování snímků pomocí implementovaných částí a porovnány s výsledky z kapitoly 7.

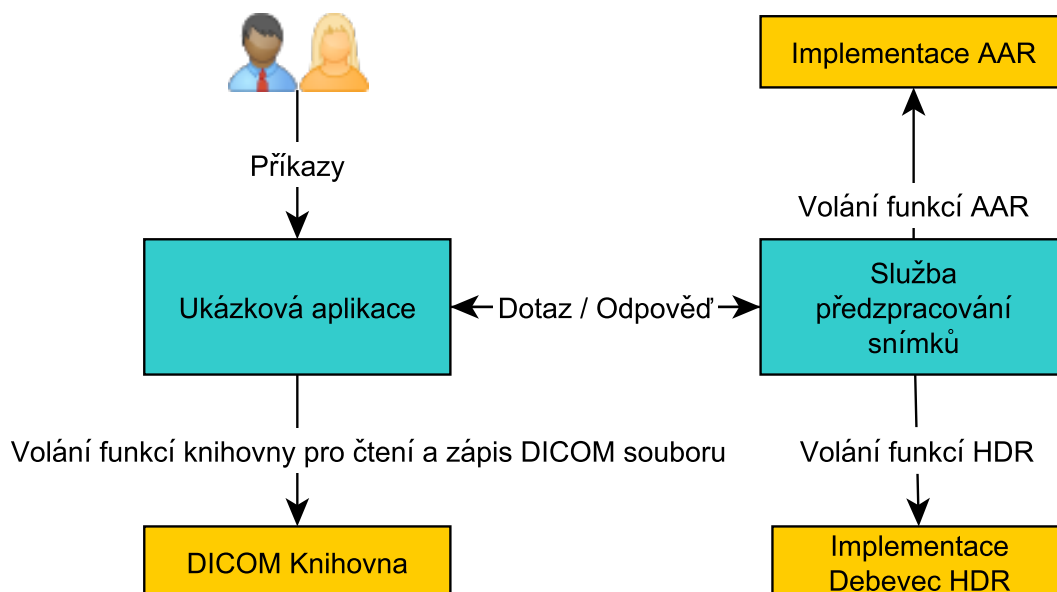
### 8.1 Návrh

Cílem návrhu ukázkové aplikace je navrhnout, jakým způsobem budou implementovány jednotlivé části výsledné aplikace. Návrh se zabývá třemi hlavními částmi: ukázkovou aplikací, službou před-zpracovávající sérii snímků a komunikací mezi ukázkovou aplikací a službou. Návrh by se mimo jiné zaměřuje na dobré oddělení ukázkové aplikace od předzpracování série snímků, z důvodu snadného nahrazení služby předzpracování jinou implementací.

Diagram návrhu celého systému lze vidět na obrázku 8.1. Uživatel dává příkazy ukázkové aplikaci, která umí zpracovat vstupní DICOM soubory pomocí implementované knihovny. Příkazy jsou vyhodnoceny ukázkovou aplikací, na základě čehož jsou posílány dotazy službě předzpracování rentgenových snímků. Snímky jsou předzpracovány pomocí volání implementovaných metod pro AAR a HDR. Výstup z volaných metod je zaslán jako odpověď ukázkové aplikaci, která odpověď uloží jako nový DICOM soubor do souborového systému na základě vstupních parametrů od uživatele.

#### 8.1.1 Komunikace ukázkové aplikace s předzpracováním série snímků

Pro možnost komunikace ukázkové aplikace s implementací předzpracování série rentgenových snímků, která byla implementována v kapitole 3 je vhodné navrhnout komunikační rozhraní. Navržené komunikační rozhraní umožní snadnou změnu či náhradu části pro předzpracování série rentgenových snímků.



Obr. 8.1: Návrh ukázkové aplikace se službou pro předzpracování série rentgenových snímků.

## gRPC

Pro komunikaci mezi ukázkovou aplikací a metodami pro předzpracování snímků je využito technologie gRPC. Tato technologie umožňuje snadný návrh a implementaci meziprocesové komunikace. Pro přenos dat je využíváno TCP/IP spojení. Přenášená data jsou serializovaná pomocí technologie Protocol Buffers od google.

Technologie definuje službu jako soubor metod, které mohou být vzdáleně volány. Na základě těchto definic je vygenerován kód pro jeden z podporovaných programovacích jazyků. Technologie také definuje dvě strany komunikace: server a klient. Server implementuje volání metod, které jsou definovány službou, přičemž klient může implementované metody vzdáleně volat. Jak klient, tak server jsou implementovány pomocí vygenerovaného kódu, který je vygenerován z definice služby.

Služba je definována pomocí programovacího jazyka navrženého v rámci Protocol Buffers. takto definovaná služba může být distribuována do různých částí projektu jako vygenerovaný kód. Kód může být vygenerován pro několik programovacích jazyků včetně C# a Python, pomocí kterých jsou implementována knihovna pro práci s DICOM soubory a předzpracování série snímků.

## Návrh komunikačního rozhraní

Pomocí gRPC, které bylo popsáno výše, je navržen protokol pro komunikaci ukázkové aplikace s metodami pro předzpracování rentgenových snímků. Předzpracování

série snímků bude implementováno jako služba poskytující všechny dostupné metody. Ukázková aplikace se bude dotazovat pomocí kódu, který bude vygenerován na základě definice služby. Maximální možná velikost zprávy, která může být zaslána v rámci jednoho dotazu jsou 4 B. Tato hodnota může být v případě nutnosti navýšena.

**Zpráva reprezentující snímek** Pro přenos snímků je nejprve třeba definovat jeho zprávu. (výpis 8.1) V rámci zprávy je definován počet řádků a sloupců snímku jako *Rows* a *Columns*. Bitová hloubka snímku je reprezentována hodnotou proměnné *BitsAllocated*. Pro možnost reprezentace snímků, které jsou reprezentovány 14-ti bity, ale jsou uloženy v 16-ti bytech, je navržena proměnná *BitsStored*. Doba expozice v milisekundách je vyjádřena hodnotou proměnné *ExposureMs*. Data snímku jsou uloženy jako byty v proměnné *PixelData*. Všechny proměnné zprávy kromě *PixelData*, která má datový typ *bytes*, mají datový typ *uint32*.

```
message PixelData{
    uint32 Rows = 1;
    uint32 Columns = 2;
    uint32 BitsAllocated = 3;
    uint32 BitsStored = 4;
    uint32 ExposureMs = 5;
    bytes PixelData = 6;
}
```

Source Code 8.1: Definice zprávy snímku.

**Zprávy reprezentující dotazy** Navrhovaná služba definuje tři dotazy, které reprezentují volání jednotlivých metod předzpracování série snímků. Definici dotazů ukazuje výpis 8.2. Zpráva *AarRequest* je dotaz na metodu pro AAR, *HdrRequest* je dotaz na metodu pro HDR a *HdrCalibrationRequest* je dotaz na metodu pro kalibraci. Všechny definované dotazy obsahují pole zpráv typu *PixelData*, které reprezentuje sérii snímku k předzpracování.

```
message AarRequest { repeated PixelData AarPixelData = 1; }
message HdrRequest { repeated PixelData LdrPixelData = 1; }
message HdrCalibrationRequest { repeated PixelData LdrPixelData = 1; }
```

Source Code 8.2: Definice zprávy dotazu.

**Zprávy reprezentující odpovědi** Definované dotazy musí mít definovány odpovědi. Definici odpovědí na dotazy ukazuje výpis 8.3. Zpráva *HdrResponse* je odpověď na metodu HDR, *AarResponse* je odpověď na metodu AAR a *HdrCalibrationResponse* je odpověď na kalibrační metodu pro HDR. Odpověď na HDR a AAR obsahují jednu zprávu definovanou jako *PixelData*, která reprezentuje výsledný snímek po aplikaci metod. Odpověď na metodu pro kalibraci HDR obsahuje pole hodnot s plovoucí desetinnou čárkou, které reprezentují vypočítanou charakteristickou křivku detektoru.

```
message HdrResponse {
    PixelData HdrPixelData = 1;
}
message AarResponse {
    PixelData AarPixelData = 1;
}
message HdrCalibrationResponse {
    repeated float g = 2;
}
```

Source Code 8.3: Definice zprávy odpovědi.

**Definice služby** Služba je definována pomocí dotazů a odpovědí, které jsou definovány. (výpis 8.4) Zpráva *HdrCalibration*, *HdrRequest* a *AarRequest* jsou rozhraní služby, které musí být implementovány na straně serveru a mohou být volány vzdáleně pomocí klienta.

```
service Improc {
    rpc HdrCalibration (HdrCalibrationRequest)
        returns (HdrCalibrationResponse) {}
    rpc Hdr (HdrRequest) returns (HdrResponse) {}
    rpc Aar (AarRequest) returns (AarResponse) {}
}
```

Source Code 8.4: Definice služby.

### 8.1.2 Návrh ukázkové aplikace

Ukázková aplikace by měla umět načítat DICOM soubory pomocí knihovny, která byla navržena v kapitole 6. Implementace knihovny cílí na .NET standard 2.0, díky

tomu lze pro implementaci ukázkové aplikace vybírat z několika dostupných implementací .NET:

- .NET Core 2.0,
- .NET Framework (s .NET Core 2.0 SDK) 4.6.1,
- Mono 5.4,
- Xamarin.iOS 10.14,
- Xamarin.Mac 3.8,
- Xamarin.Android 8.0 nebo
- Universal Windows Platform 10.0.16299.

Z těchto možností je pro implementaci ukázkové aplikace vybrána implementace .NET Core 2.0. Tato implementace byla vybrána především díky možnosti kompilovat program napsaný v C# jako spustitelný soubor pro Windows, linuxové operační systémy a macOS.

Ukázková aplikace bude sloužit jako klient k serveru, který bude implementovat službu sloužící k předzpracování série rentgenových snímků. Aplikace by měla umět načítat vstupní data od uživatele, reagovat na příkazy a vykonávat je pomocí vzdáleného volání, které bude poskytováno službou.

## Návrh uživatelského rozhraní ukázkové aplikace

Pro komunikaci ukázkové aplikace s uživatelem je navrženo jednoduché textové rozhraní, které je přístupné z příkazového řádku operačního systému. Ukázková aplikace čte parametry předané při spuštění aplikace na příkazovém řádku a na základě jejich zpracování provádí příslušné akce.

V rámci aplikace budou implementovány 3 příkazy, které lze volat: `hdrcalib`, `hdr`, a `aar`. Všechny tři příkazy slouží jako komunikační rozhraní se službou zpracovávající sérii rentgenových snímků.

**Příkaz `hdrcalib`** První z příkazů je příkaz sloužící ke kalibraci služby pro HDR. Příkaz by měl být zavolán před voláním příkazů pro rekonstrukci HDR snímku. Tento příkaz bere pouze jeden parametr a to adresář se vstupními soubory. Parametr je značen pomocí `--input` nebo `-i`. V případě, že adresář neexistuje nebo neobsahuje alespoň dva DICOM soubory, ukázková aplikace skončí s chybou. Správné volání aplikace s příkazem `hdrcalib` ukazuje výpis 8.5.

```
Eledus.Sciox.Dicom.SampleApp.exe hdrcalib --input calibration_images\
```

Source Code 8.5: Volání příkazu `hdrcalib`.

**Příkaz `hdr`** Pro rekonstrukci HDR snímků slouží příkaz `hdr`. Tento příkaz by neměl být volán před provedení kalibrace pomocí příkazu `hdrcalib`. Příkaz bere dva parametry: adresář se snímky s nízkým dynamickým rozsahem označen pomocí `--input` nebo `-i` a cestu pro uložení výsledného HDR snímku s označením jako `--output` nebo `-o`. Stejně jako v případě příkazu `hdrcalib` je aplikace ukončena s chybovou hláškou v případě, že adresář se vstupními soubory neexistuje nebo neobsahuje alespoň dva DICOM soubory. Příklad příkazu pro rekonstrukci HDR snímku ukazuje výpis 8.6.

```
Eledus.Sciox.Dicom.SampleApp.exe hdr --input ldr\ --output res.dcm
```

Source Code 8.6: Volání příkazu `hdr`.

**Příkaz `aar`** Poslední z příkazů slouží pro aplikaci AAR na sérii snímků, předaných pomocí parametru značeného jako `--input` nebo `-i`. Cesta k uložení výsledku je předána jako parametr, který je označen jako `--output` nebo `-o`. Stejně jako v předchozích případech, v případě, že jako vstupní parametr je předán adresář, který neexistuje nebo neobsahuje alespoň dva DICOM snímky, je aplikace ukončena s chybou. Správné volání příkazu `aar` ukazuje výpis 8.7.

```
Eledus.Sciox.Dicom.SampleApp.exe aar --input images\ --output res.dcm
```

Source Code 8.7: Volání příkazu `aar`.

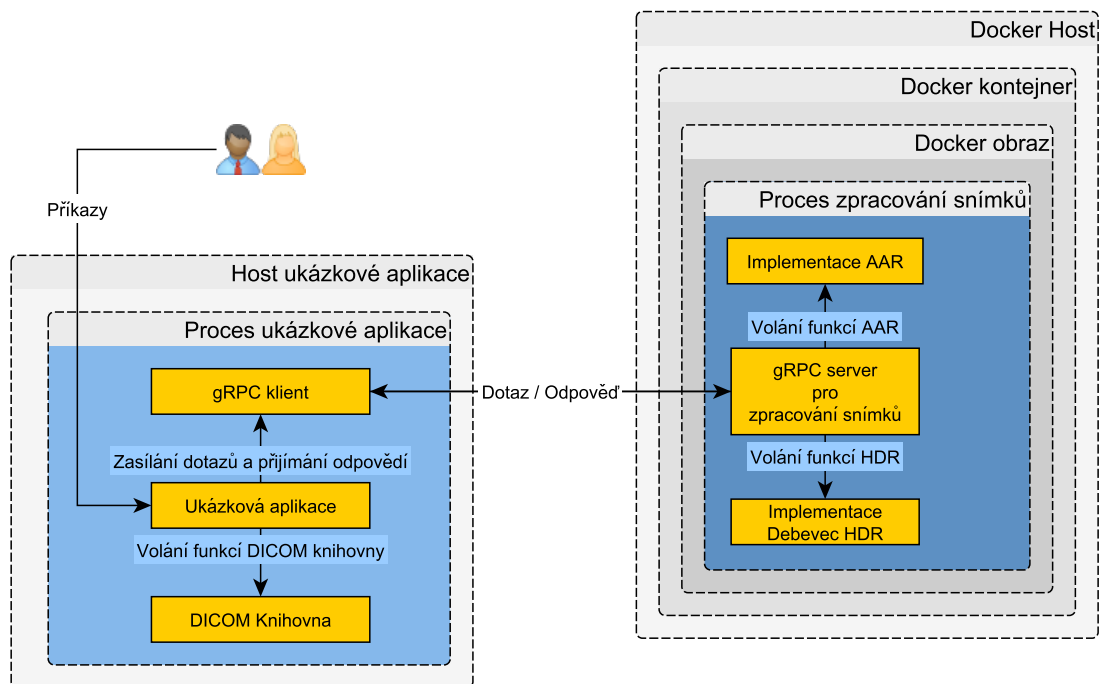
## 8.2 Implementace

Tato část kapitoly popisuje implementaci, která je provedena na základě návrhu v předešlé kapitole. Implementace se zabývá vytvořením serveru, který implementuje navrženou službu vytvořenou pomocí technologie gRPC a klienta, který se služby dotazuje. Klient je implementován ukázkovou aplikací s uživatelským rozhraním, která využívá knihovnu navrženou a implementovanou v kapitole 6. Diagram implementovaného systému ukazuje obrázek 8.2.

### 8.2.1 Služba pro předzpracování série snímků

Server, který implementuje definovanou službu, je vytvořen v programovacím jazyce Python. Implementace využívá funkcí pro předzpracování série rentgenových snímků, které byly implementovány v kapitole 7.





Obr. 8.2: Implementace ukázkové aplikace a služby pro předzpracování série rentgenových snímků.

## Implementace služby

Implementace služby serverem je založena na kódu, který byl vygenerován na základě její definice. Tento kód obsahuje třídu *ImprocServicer*, která musí být znovu implementována pomocí přetížení metod z výpisu 8.8. Zmíněné metody jsou automaticky volány ve chvíli, kdy klient zašle konkrétní dotaz serveru. V rámci metod musí být vykonány příslušné operace a zaslána odpověď, která je předána pomocí návratové hodnoty metod. Metody berou jako parametr instanci dotazu *request* a kontextu *context*, který však v rámci implementace není využíván.

```
def HdrCalibration(self, request, context)
def Hdr(self, request, context)
def Aar(self, request, context)
```

Source Code 8.8: Metody třídy *ImprocServicer*.

Třída implementuje dvě pomocné statické metody, které jsou využity ke kontrole instance dotazu. (výpis 8.9) Metody kontrolují, zda dotaz obsahuje dostatečný počet snímků a zda jsou data napříč všemi snímky konzistentní. Pokud je nalezena chyba v datech, metoda vyvolává výjimku, která je následně automaticky propagována

až ke klientovi, který zasílal dotaz serveru (v případě, že není výjimka zachycena v částech volající metodu).

```
def _hdr_request_check(request)
def _aar_request_check(request)
```

Source Code 8.9: Metody pro kontrolu dotazu.

Pro snadnou testovatelnost třídy, která implementuje definovanou službu, jsou části kódu, které slouží jako volání metod předzpracování obrazu (výpis 8.10), předány jako funkce přímo v konstruktoru třídy. Díky tomu, je v rámci testování možné tyto části kódu nahradit vlastní jednoduchou implementací, která vrací předem definované hodnoty. Díky tomu je testován pouze kód implementované třídy nezávisle na metodách předzpracování snímků. Funkce *pixel\_data\_to\_numpy\_array* a *numpy\_array\_to\_pixel\_data* slouží k převodu instance přijatých snímků *PixelData* na instanci třídy *numpy array* a zpět. Ostatní funkce slouží k volání jednotlivých částí předzpracování série rentgenových snímků.

```
def pixel_data_to_numpy_array(pixel_data)
def numpy_array_to_pixel_data(numpy_array, bits_stored, exposure_ms=0)
def calibrate_hdr(calibration_images, exposures)
def apply_hdr(ldr_images, exposures, g)
def apply_aar(noised_images)
```

Source Code 8.10: Funkce pro volání předzpracování snímků.

Jak již bylo zmíněno v úvodu návrhu komunikačního rozhraní, maximální velikost jedné zprávy je 4 MB. Přednastavená velikost zprávy je pro přenášení několika 16-ti bitových rentgenových snímků nevhodná, proto v rámci implementace měla být velikost zprávy zvýšena. Nicméně během implementace bylo zjištěno, že se v implementaci gRPC pro python nachází chyba, která znemožňuje zvýšení maximální velikosti zprávy. Tato chyba by měla být opravena v některé z nově vydaných verzí knihovny pro gRPC. Díky tomuto faktu implementovaný systém podporuje pouze zprávy s maximální velikostí 4 MB.

## 8.2.2 Ukázková aplikace

Pro implementaci ukázkové aplikace byl zvolen jazyk C# a .NET Core 2.0. Implementovaná aplikace umožňuje uživateli zadávat příkazy, které jsou interpretovány jako vzdálené volání metod pomocí implementované služby.

Pro zpracování argumentů z příkazového řádku je využita knihovna *CommandLine*, která umí automaticky deserializovat vstupní argumenty, tak aby odpovídaly navržené třídě vstupních argumentů. Návrhem třídy vstupních argumentů lze definovat jejich datový typ, to jestli jsou povinné nebo jejich název. Knihovna mimo jiné automaticky vytváří obrazovku s nápovědou, která je dostupná pomocí parametru *--help*. Zaznamenávání textového výstupu během vykonávání aplikace je zajištěno loggerem *Serilog*. Logger zaznamenává textový výstup jak do uživatelského rozhraní uživatele v podobě konzole, tak do souboru s názvem *sampleapp.log*.

Pro vzdálené volání metod služby pro zpracování snímků je použit kód, který byl vygenerován z definice služby. Pro volání metody služby je nejprve nutné vytvořit komunikační kanál a klienta tak, jak ukazuje výpis 8.11. Po vytvoření instance

```
var channel = new Channel($"{ipAddress}:{port}",
                           ChannelCredentials.Insecure);
var client = new Improc.ImprocClient(channel);
```

Source Code 8.11: Vytvoření instance třídy *ImprocClient*.

klienta je možné volat metody, které poskytuje služba. (výpis 8.12) Instance *pixelDataEnumerable* je instancí třídy, která implementuje rozhraní *IEnumerable* a reprezentuje snímky v podobě zprávy *PixelData*. Po zavolání asynchronní metody klienta *HdrAsync* s parametrem instance dotazu *request*, metoda vrátí odpověď zaslanou službou v podobě instance třídy *HdrResponse*. V instanci odpovědi jsou uloženy zprávy reprezentující data odpovědi. V případě, že dotazování služby neproběhne v pořádku klient vyvolá výjimku třídy *RpcException*, která je zachycena a aplikace validně ukončena s chybovým kódem. Stejným způsobem můžou být vzdáleně volány všechny metody definované službou.

```
var request = new HdrRequest()
{
    LdrPixelData = { pixelDataEnumerable }
};
var response = await client.HdrAsync(request);
```

Source Code 8.12: Volání metod instance klienta.

## Převod mezi instancemi IDicomModel a PixelData

Při vytváření dotazů, či čtení odpovědí je nutné mezi sebou převádět instanci třídy, která implementuje *IDicomModel<IDicomDatasetWrapper>* na instanci třídy *PixelData* a zpět. Instance třídy, která implementuje *IDicomModel<IDicomDatasetWrapper>* je reprezentace snímků v rámci navržené knihovny a *PixelData* je reprezentace snímků v rámci definované služby. Z toho důvodu byly implementovány dvě rozšiřující metody (takzvané extension method), které lze vidět ve výpisu 8.13. Extension method je statická metoda, která rozšiřuje funkcionalitu třídy, pro kterou je implementována.

```
public static PixelData ImagePixelModuleToPixelData(  
    this IDicomModel<IDicomDatasetWrapper> model)  
public static IDicomModel<IDicomDatasetWrapper> PixelDataToImagePixelModule(  
    this PixelData pixelData)
```

Source Code 8.13: Metody pro převod mezi instancemi IDicomModel a PixelData.

## Volání metod definovaných službou

Pro možnost volání metod, které jsou definovány implementovanou službou, jsou implementovány tři statické metody, které ukazuje výpis 8.14. Všechny metody vrací návratovou hodnotu obsahující instanci třídy *Task<int>*, díky čemuž je možné metody volat asynchronně. Po dokončení asynchronního volání, volání vrací návratovou hodnotu s datovým typem *int* s hodnotou 0 v případě, že bylo volání dokončeno bez chyby nebo 1 v případě, že bylo volání ukončeno s chybou. Jako parametr metody berou instance tříd, které reprezentují deserializované parametry příkazů z příkazové řádky, které jsou zadány uživatelem.

```
public static async Task<int> Hdr(HdrOptions options)  
public static async Task<int> HdrCalib(HdrCalibOptions options)  
public static async Task<int> ApplyAar(AarOptions options)
```

Source Code 8.14: Implementované metody pro volání metod služby.

Na začátku každé metody je vytvořen klient způsobem, který byl popsán výše. Po vytvoření klienta je ověřeno, zda adresář se vstupními soubory obsahuje dostatečný počet souborů (počet větší než jedna) a v případě že ano, jsou soubory načteny. Pokud jeden z načítaných souborů neexistuje, je aplikace ukončena s chybou. Po

načtení souborů pomocí DICOM knihovny je vytvořen příslušný dotaz a zavolána jedna z definovaných metod služby. Pokud je dotaz vykonán validně, je přijata odpověď se zpracovanými daty, v opačném případě je aplikace opět ukončena s chybou. Přijatá data jsou v případě *Hdr* a *ApplyAar* převedena zpět na DICOM soubor a uložena do adresáře na základě parametrů od uživatele. Následně všechny metody vrací hodnotu 0 a aplikace je ukončena bez chyby.

### 8.2.3 Distribuce ukázkové aplikace a služby předzpracování snímků

Pro snadné spuštění celého implementovaného systému je navržen způsob distribuce. Ukázková aplikace je distribuována jako zkompileované spustitelné soubory pro operační systémy Windows, Linux a macOS.

V případě implementované služby není snadné implementaci distribuovat jak spustitelný soubor, proto byl vytvořen obraz pro kontejnerový systém Docker<sup>1</sup>, který lze stáhnout a spustit z veřejného repositáře Docker obrazů. Ke spuštění Docker obrazu v Docker kontejneru je třeba mít nainstalovaný Docker. Po nainstalování Dockeru je možné kontejner spustit tak, jak ukazuje výpis 8.15. Příkaz automaticky stáhne obraz z veřejného repositáře a spustí server implementující službu jako lokálního hosta v izolovaném prostředí kontejneru.

```
docker run -it -p 50052:50052 pchmelar/improc-service
Starting improc service server...
Improc service server started.
2018-04-27 12:29:26.346808 Periodical beat
2018-04-27 12:29:31.352018 Periodical beat
```

Source Code 8.15: Spuštění Docker obrazu služby v kontejneru.

Po spuštění serveru implementující službu pro zpracování série snímků je možné využít ukázkovou aplikaci k načtení DICOM souborů a aplikování AAR. (výpis 8.16) Aplikace načte DICOM soubory z adresáře input/, zašle dotaz na metodu AAR serveru, server aplikuje metodu AAR a zašle odpověď se zpracovanými snímky, které jsou poté pomocí ukázkové aplikace uloženy jako result.dcm.

### 8.2.4 Výsledky ukázkové aplikace

Ukázková aplikace a implementovaná služba byly použity pro předzpracování stejné série snímků, jako v kapitole 7. Stejná série byla použita z důvodu porovnání vý-

---

<sup>1</sup>Technologie umožňující běh aplikace v izolovaném prostředí kontejneru [35]

```

Eledus.Sciox.Dicom.SampleApp.exe aar --input input\ --output result.dcm
[14:38:39 INF] GRPC client initalized.
[14:38:39 INF] aar parameters succesfully parsed.
[14:38:39 INF] Loading noised_images\[179]60kV-250uA-80ms.dcm
[14:38:39 INF] File noised_images\[179]60kV-250uA-80ms.dcm
was succesfully loaded
...
...
[14:38:39 INF] Loading noised_images\[180]60kV-250uA-80ms.dcm
[14:38:39 INF] File noised_images\[179]60kV-250uA-80ms.dcm
was succesfully loaded
[14:38:40 INF] Calling AAR request on improc service.
[14:38:46 INF] AAR request completed with succesfull response.
[14:38:46 INF] Creating new DICOM data from AAR response.
[14:38:46 INF] New DICOM data was succesfully created from AAR response.
[14:38:46 INF] Creating new file: result.dcm.
[14:38:46 INF] New file result.dcm was succesfully created.
[14:38:46 INF] Writing new DICOM data to result.dcm.
[14:38:46 INF] New DICOM data was succesfully written to result.dcm.

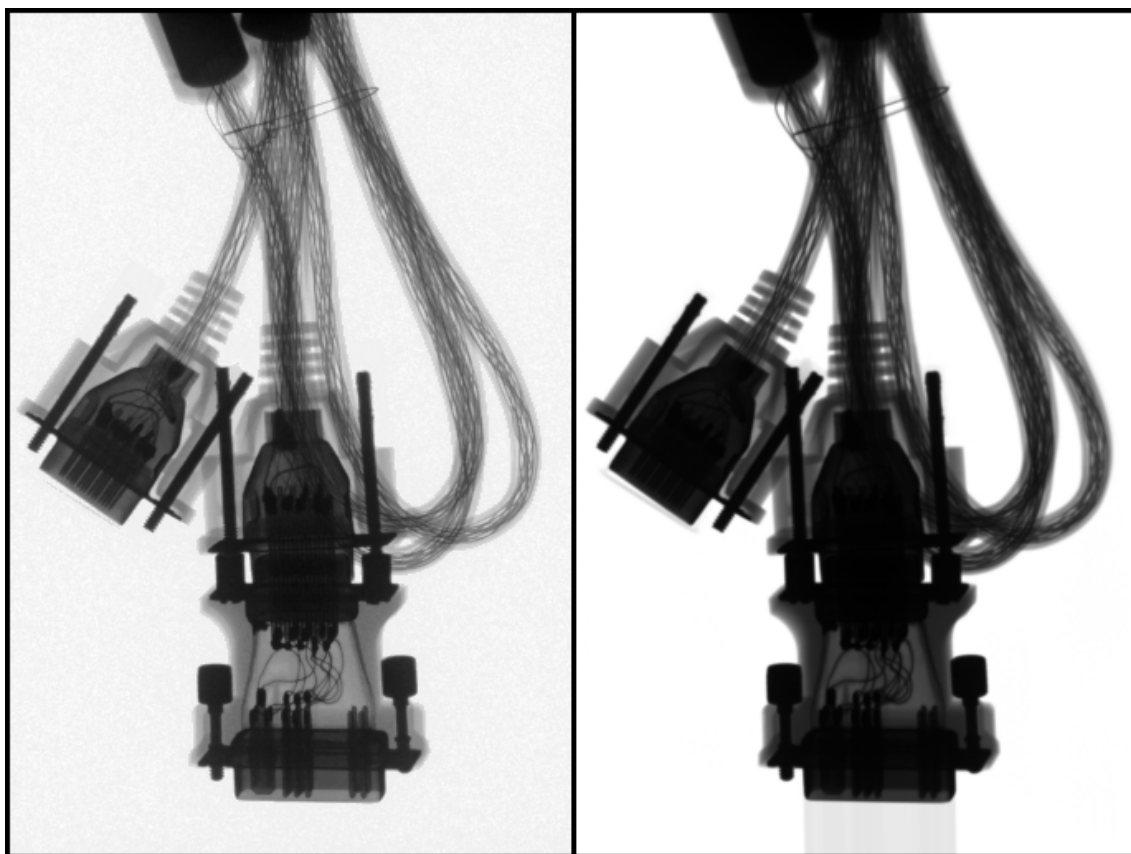
```

Source Code 8.16: Aplikování AAR na sérii snímků pomocí ukázkové aplikace.

sledků mezi přímým voláním implementovaných metod a voláním metod pomocí ukázkové aplikace a implementované služby. Na snímky byly aplikovány metody pro AAR, získání charakteristické křivky detektoru a sloučení snímků v HDR snímek. Výsledky byly uloženy jako DICOM soubory a za účelem zobrazení ve formě obrázku v této práci, byly vyexportovány jako 16-bitové PNG soubory.

Výsledky aplikace metod ukazuje obrázek 8.3. Aplikace Debevecovy vykazuje stejné výsledky jako aplikace pomocí přímého volání (obrázek 7.6). Sloučením série snímků byl zvýšen dynamický rozsah a zároveň částečně potlačen šum s náhodným rozložením. Stejně jako aplikace Debevecovy metody aplikace metody AAR vykazuje stejné výsledky jako v případě přímého volání (obrázek 7.2). Sloučením průměrovaných snímků byl potlačen šum s náhodným rozložením. Algoritmus si stejně jako v ostatních případech dokázal poradit s posunem rentgenovaného předmětu ve scéně. Ve výsledném snímku se nachází stejné artefakty jako ve výsledcích přímého volání metody AAR. Tyto artefakty jsou způsobeny nedostatkem dat při zarovnání snímku, jehož rentgenovaný předmět se nachází částečně mimo scénu.

Metody předzpracování byly aplikovány i na ostatní série pořízených rentgeno-



Obr. 8.3: Výsledky aplikace Debevecovy metody (vlevo) a metody AAR (vpravo) získaných pomocí ukázkové aplikace.

vých snímků. Výsledky aplikace lze vidět v příloze ???. Defekt způsobený záměrně špatnou kalibrací detektoru se projevil ve výsledcích pro obě série snímků (obrátek C.6 a C.3). Defekt v podobě vodorovné čáry pixelů je patrný i na výsledných snímcích. V případě výsledků Debevecovy metody defekt zůstal patrný v původně přexponované oblasti s přímým dopadem záření. Na zvýšení dynamického rozsahu například v oblasti desky plošného spoje obrázku C.6 však defekt neměl vliv. V případě aplikace metody AAR byl defekt mírně potlačen díky tomu, že při posunu rentgenovaného objektu ve scéně, se defekt nacházel pokaždé v jiné oblasti snímku. Po zarovnání snímků a jejich zprůměrování byl defekt patrný pouze v podobě světlých vodorovných čar. Lze předpokládat, že čím větší bude počet průměrovaných snímků, tím méně bude defekt patrný.

## 9 VÝSLEDKY A ZHODNOCENÍ

Tato kapitola se zabývá zhodnocením dosažených výsledků a návrhem vylepšení implementovaných částí této práce. V první části kapitoly se zabývá výsledky a návrhem vylepšení implementované knihovny pro DICOM. Následuje zhodnocení výsledků metod předzpracování rentgenových snímků. V poslední části kapitoly jsou rozebrány výsledky a návrhy vylepšení pro implementovanou službu předzpracování rentgenových snímků a ukázkové aplikace.

### **Knihovna pro práci s DICOM soubory**

V kapitole 6 byla implementována knihovna pro práci s DICOM soubory. Implementovaná knihovna splňuje stanovené požadavky. Knihovna byla implementována s ohledem na její budoucí vývoj. V rámci knihovny byly provedeny abstrakce knihovny třetí strany a načítání souboru ze souborového systému tak, aby bylo možné implementace těchto abstrakcí kdykoliv změnit. Implementovaná knihovna umožňuje načítat a ukládat snímky. V rámci implementace byla implementovaná třída, která umí pracovat s image pixel module standardu DICOM pro práci se snímkem. Tento modul byl poté využit v dalších částech práce.

Knihovna by v budoucnosti měla být rozšířena o další moduly, které definuje standard DICOM. V rámci dalšího vývoje by měl být abstrahován DicomDataset knihovny třetí strany. Díky této abstrakci bude možné knihovnu třetí strany kdykoliv nahradit jinou knihovnou třetí strany, případně vlastní implementací práce s DICOM souborem. Další vývoj by se měl také zaměřit na vytvoření nuget balíčku a jeho automatické vydávání pomocí CI – Continuous Integration.

### **Předzpracování série rentgenových snímků**

V rámci této práce byly navrženy a implementovány metody pro zvýšení dynamického rozsahu Debevecovou metodou a potlačení šumu s náhodným rozložením průměrováním po registraci (AAR). Výsledky aplikace metody AAR na sérii snímků VGA kabelu lze sledovat v obrázcích 7.2 a výsledky aplikace Debevecovy metody v obrázku 7.6. Výsledky dokazují, že pomocí navržených metod lze zvýšit dynamický rozsah sloučením série rentgenových snímků, které jsou pořízeny s různými expozičními dobami a potlačit šum zprůměrováním zarovnaných snímků.

V případě zvýšení dynamického rozsahu je jedním z možných vylepšení aplikace obrazové registrace stejně jako v případě AAR. Zvolená metoda pro obrazovou registraci musí být robustní z hlediska možné ztráty potenciálních klíčových bodů mezi jednotlivými snímky, z důvodu změny doby expozice a tím i změnou snímaných dat.



Metoda AAR by mohla být optimalizována například hledáním klíčových bodů v pouze určitých oblastech. Ve snímku by mohly být pomocí navrženého klasifikátoru nalezeny pouze zajímavé oblasti (oblasti, kde se vyskytují hrany) a klíčové body hledány pouze v nich.

### **Služba poskytující předzpracování rentgenových snímků**

Pro možnost vzdáleného volání byla navržena služba předzpracování rentgenových snímků (kapitola 8.2.1). Pro návrh služby a komunikaci služby byla zvolena technologie gRPC. Implementovaný server, který poskytuje navrženou službu, umožňuje klientovi vzdáleně volat jednotlivé části předzpracování rentgenových snímků. Takto implementovaná služba umožňuje volání metod předzpracování rentgenových snímků po síti pomocí TCP/IP. Díky tomu je možné klientskou aplikaci s uživatelským rozhraním oddělit od části předzpracování rentgenových snímků, která může pracovat například na výkonném serveru. Služba je distribuována jako Docker obraz, který je možné spustit v Docker kontejneru.

Komunikační rozhraní služby by mohlo být upraveno tak, aby série snímků nebyla zasílána v rámci jedné zprávy, ale rozdělena do částí a posílána postupně. Tím by byl z části vyřešen problém s maximální velikostí zprávy 4 MB, která je způsobena chybou v implementaci gRPC pro Python. Další z možných úprav služby je použití jiného programovacího jazyka než Python, například C++. Jiný programovací jazyk by umožnil distribuovat službu jako spustitelný soubor. Pro využití jiného programovacího jazyka, by však musely být pře-implementovány i volané metody. Výhodou je, že reimplementace služby žádným způsobem neovlivní uživatelskou aplikaci, díky komunikaci přes definované rozhraní.

### **Ukázková aplikace**

Pro ověření funkčnosti implementované DICOM knihovny a služby pro předzpracování rentgenových snímků byla implementována ukázková aplikace. Ukázková aplikace komunikuje s uživatelem pomocí uživatelského rozhraní implementovaného pomocí argumentů na příkazové řádce. Takto implementovaná aplikace načte pomocí DICOM knihovny rentgenové snímky a vzdáleně zavolá metody definované ve službě pro předzpracování série snímků. Výstup této metody je poté uložen jako nový DICOM snímek.

Možné vylepšení aplikace by mohlo být rozšíření o grafické uživatelské rozhraní. Grafické uživatelské rozhraní by mohlo být implementováno například pomocí webových technologií v rámci .NET Core 2.0. V případě uživatelského rozhraní v prostředí operačního systému Windows by mohla být aplikace přenesena do .NET Framework

a grafické rozhraní implementováno například pomocí WPF. V rámci dalšího vylepšení by mohla být zlepšena distribuce aplikace, kdy by ukázková aplikace mohla být distribuována pomocí balíčkovacího systému chocolatey <sup>1</sup>.

---

<sup>1</sup>Nástroj pro instalaci a správu softwaru v operačním systému Windows [36]

## 10 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo, na základě literární rešerše metod pro předzpracování rentgenových snímků a literární rešerše základních principů pořizování rentgenových snímků, navrhnout a implementovat metody pro předzpracování série snímků za účelem odstranění šumu, zvýšení dynamického rozsahu či zvětšení rozlišení. Dalším cílem práce bylo navrhnout a vytvořit software ve formě knihovny pro ukládání digitálních rentgenových snímků. Posledním cílem bylo využití navržených metod předzpracování a implementované knihovny pro vytvoření aplikace, která načte snímky z nasnímané rozšířené množiny snímků ve zvoleném formátu a aplikuje na ně implementované metody předzpracování.

V první části práce (kapitola 1) byla vypracována literární rešerše principů pořizování rentgenových snímků. Rešerše popisuje vznik rentgenového záření a způsob jeho generování v rentgenkách a detekce. Část zabývající se detekcí popisuje především konstrukci detektorů a jejího vlivu na výstupní snímek.

Následující kapitola 2 se zabývala obecnými principy předzpracování digitálních rentgenových snímků. V první části kapitoly byl definován snímek v prostorové a frekvenční oblasti. Další části kapitoly se věnovaly teoretickým principům metod, které mohou být využity pro předzpracování série rentgenových snímků. V první části podkapitoly 2.2.1, věnované odstranění šumu, byly popsány teoretické principy metod pro obrazovou registraci Oriented FAST And Rotated BRIEF (ORB), BRIEF a FAST a metody pro nalezení transformačního modelu Random sample consensus (RANSAC). Druhá část kapitoly 2.2.2 se zabývala principy Debevecovy metody pro rekonstrukci snímků s vysokým dynamickým rozsahem (HDR) ze série snímků s nízkým dynamickým rozsahem (LDR), které byly pořízeny s různými dobami expozice a možnosti její aplikace na rentgenové snímky.

Navazující kapitola 3 se zabývala návrhem a ověřením metod pro potlačení šumu a zvýšení dynamického rozsahu sloučením série rentgenových snímků. Metody byly implementovány v prostředí Jupyter notebook v jazyce Python pomocí knihoven a balíčků OpenCV, scikit-image a numpy.

V první části kapitoly 3.1 byl popsán způsob pořízení testovacích snímků, na základě kterého byla nasnímaná série snímků pro ověření navrhovaných metod. Druhá část kapitoly 3.2 se věnovala návrhu a ověření metody pro odstranění šumu Průměrování po Registraci – Average After Registration (AAR). Nejprve byl navržen postup aplikace metody AAR, který ukazuje obrázek 3.2. Poté byla pořízena série 10 testovacích snímků s posunujícím se rentgenovaným objektem ve scéně. Tři z deseti testovacích snímků ukazuje obrázek 3.3. Postup metody AAR byl navržen na základě metod, jejichž teoretické principy byly popsány v předchozí kapitole 2.2.1. Ověřením funkčnosti AAR se zabývala podkapitola 3.2.2. Výstupní snímek, který

byl získán sloučením série testovacích snímků průměrováním s obrazovou registrací (AAR) a bez obrazové registrace ukazuje obrázek 3.4. Porovnáním detailu tohoto obrázku s detailem v obrázku se vstupními daty 3.3, bylo usouzeno, že navrženou metodu AAR lze využít pro potlačení šumu s náhodným rozdělením. Z obrázku ukazující výsledné snímky 3.4, je zřejmý vliv obrazové registrace, kdy výstupní snímek vlevo je ostrý díky zarovnání série snímků pomocí nalezených klíčových bodů.

Poslední část kapitoly 3.3 se zabývala návrhem a ověřením algoritmu pro zvýšení dynamického rozsahu Debevecovou metodou. Nejprve byly pořízeny série kalibračních a testovacích snímků tak, aby se ve snímku nacházely oblasti s přímým dopadem záření na detektor, oblasti stíněné a oblasti jejichž intenzita se měnila se změnou doby expozice. Sérii kalibračních snímků ukazuje obrázek 3.5. Jako objekt pro testovací snímky byl použit demonstrační předmět (zapalovač), který obsahuje jak části s nízkou absorpcí záření (plasty), tak s vysokou absorpcí (kovy). Návrh aplikace Debevecovy metody na sérii kalibračních a testovacích snímků popisuje diagram 3.7. Pro možnost ověření funkčnosti Debevecovy metody pomocí implementace v OpenCV musely být snímky předzpracovány tak, aby byly reprezentovány třírozměrnou maticí (počet kanálů  $\times$  počet řádků  $\times$  počet sloupců) o třech kanálech s 8-bitovou bitovou hloubkou. Pomocí Debevecovy metody implementované v OpenCV byla získána charakteristická křivka detektoru, kterou lze vidět na obrázku 3.8. Získaná charakteristická křivka detektoru byla využita ke sloučení testovacích snímků ve snímek s vysokým dynamickým rozsahem. Takto získaný snímek po aplikaci Dragova tone mappingu ukazuje obrázek 3.9. Obrázek ukazuje HDR snímek zapalovače s dobrým kontrastem v oblastech s vysokou absorpcí (kovové části v horní části objektu) i v částech s nízkou absorpcí (ostatní plastové části objektu).

Po návrhu a ověření metod pro předzpracování série rentgenových snímků, byla v kapitole 4 pořízena rozšířená množina s 92 snímky v dvanácti sériích. Nasnímaná rozšířená množina snímků obsahuje snímky pro testování Debevecovy metody a metody AAR. Informace o nasnímané sérii lze nalézt v tabulce 4.1. Snímky byly nasnímány stejným způsobem, jako v případě snímání v kapitole 3. Celá množina snímků je přiložena, jako příloha této práce A.

Pro možnost ukládání rentgenových snímků byl v kapitole 5 vybrán vhodný formát DICOM, který je definován stejnojmenným standardem. Kapitola se zabývá popisem vybraného formátu z hlediska ukládání rentgenových snímků. V kapitole jsou vysvětleny základní pojmy používané pro definování formátu. V závěru kapitoly byl popsán odvozený datový formát pro ukládání rentgenových snímků v nedestruktivní defektoskopii DICONDE a jeho rozdíly oproti DICOM.

V navazující kapitole 6 byla na základě stanovených požadavků implementována knihovna pro práci se zvoleným formátem. Požadavky byly stanoveny z hlediska snadné integrace knihovny v rámci dalších systémů. Jedním z požadavků bylo, aby

knihovna splňovala .NET standard. Dalším stanoveným požadavkem bylo abstrahování všech závislostí implementované knihovny tak, aby jednotlivé části aplikace byly dobře testovatelné. Poslední dva požadavky jsou na použití knihovny třetí strany pro práci se zvoleným formátem a na možnost práce a ukládání monochromatických snímků až v 16-bitové datové hloubce. V podkapitole 6.2 byla vybrána knihovna třetí strany FoDicom a popsány části rozhraní, které byly využity pro implementaci DICOM knihovny. V následující podkapitole 6.3 byla na základě stanovených požadavků implementována DICOM knihovna. Graf závislostí implementované knihovny lze vidět na obrázku 6.1. Z grafu je zřetelná snaha o abstrakci závislostí na knihovně třetí strany a souborovém systému. Navržená abstrakce může být implementována jinou implementací než vybranou knihovnou třetí strany a třídou přistupující k souborovému systému. Knihovnu třetí strany se nepodařilo abstrahovat na úrovni třídy, která reprezentuje množinu DICOM atributů z důvodu vysoké časové náročnosti. Abstrakce by měla být provedena v rámci budoucího vývoje knihovny.

Metody předzpracování série rentgenových snímků, které byly navrženy a ověřeny v kapitole 3, byly implementovány v rámci kapitoly 7. Metoda AAR byla implementována stejným způsobem, jako při návrhu a ověřování její funkčnosti. Pro zarovnání snímků bylo nalezeno maximálně 200 klíčových bodů s jejich deskriptory. Výsledek aplikace metody AAR na sérii snímku *vga* ukazuje obrázek 7.2. Výsledný snímek v porovnání se sérií testovacích snímků z obrázku 7.1 vykazuje znatelně potlačený šum s náhodným rozložením. Dosažené výsledky jsou srovnatelné s výsledky z kapitoly 3.2.2. Metoda byla opět implementována pomocí jazyka Python a balíčků *numpy* a *scikit-image*.

Druhá část kapitoly 3 se zabývala finální implementací Debevecovy metody, která byla navržena a ověřena v kapitole 7. Debevecova metoda byla při ověřování její funkčnosti na rentgenové snímky implementována pomocí volání metod *OpenCV*, které se ukázaly pro 16-bitové monochromatické snímky jako nevhodné, proto musela být pře-implementována. Novou implementací se zabývala kapitola 7.2. Na základě teoretických poznatků z kapitoly 2.2.2 byl implementován algoritmus pro získání charakteristické křivky detektoru a sloučení snímků v HDR snímek. Pomocí nově implementovaného algoritmu a série kalibračních snímků zapalovače (obrázek 7.4) byla získána charakteristická křivka detektoru, kterou lze vidět v obrázku 7.3. Výsledná křivka detektoru je podobná křivce detektoru získané v kapitole 2.2.2. Křivky se liší pouze v oblasti s nejvyšší intenzitou. Tato odchylka může být způsobena jinými kalibračními daty.

Druhá část podkapitoly se zabývala sloučením série snímků ve snímek s vysokým dynamickým rozsahem. Na základě teoretických poznatků z kapitoly 2.2.2 byl implementován algoritmus pro sloučení snímků, po jehož aplikaci na sérii testovacích snímků (obrázek 7.5) byl získán výstupní snímek, který lze po aplikaci *Dragova tone*

mappingu pozorovat na obrázku 7.6. Implementovaný algoritmus vykazoval očekávané výsledky, kdy byl zachován dobrý kontrast jak částí rentgenovaného objektu s vysokou, tak částí s nízkou absorpcí záření.

Pro demonstraci implementované knihovny a metod pro předzpracování rentgenových snímků byla v kapitole 8 implementována ukázková aplikace. V první části kapitoly byla navržena architektura, kterou popisuje diagram 8.1. Architektura byla navržena tak, aby bylo možné oddělit uživatelské rozhraní od volání metod pro předzpracování snímků. Tím vznikly dvě hlavní části: ukázková aplikace a služba předzpracování snímků. Na základě architektury byla navržena služba pomocí technologie gRPC, která umožňuje vzdálené volání metod přes TCP/IP. Pro komunikaci s navrženou službou byla navržena ukázková aplikace. V rámci návrhu ukázkové aplikace bylo definováno konzolové uživatelské rozhraní.

Druhá část kapitoly 8 se zabývala implementací navržené ukázkové aplikace a služby poskytující metody předzpracování. Architekturu implementace ukazuje obrázek 8.2. V rámci implementace byl vytvořen server, který implementuje službu předzpracování a volá metody, které byly implementovány v kapitole 7. Z takto implementované služby byl vytvořen Docker obraz, který může běžet v izolovaném prostředí Docker kontejneru. K takto implementované službě byla podle návrhu vytvořena ukázková aplikace v jazyce C# v .NET Core 2.0. Implementovaná aplikace využívá knihovnu pro práci s DICOM soubory, která byla implementována v kapitole 6.3. Implementovaná ukázková aplikace umožňuje vzdáleně volat metody předzpracování definované službou pomocí rozhraní příkazové řádky. Pomocí ukázkové aplikace a služby byla aplikována Debevecova metoda a metoda AAR na rozšířenou množinu rentgenových snímků z kapitoly 3.1. Výsledky aplikace metod ukazují obrázky v příloze . Výsledné snímky odpovídají snímkům získaným při ověřování implementací v kapitole 7.

Práce se zabývala návrhem a implementací nástrojů pro předzpracování série rentgenových snímků. V rámci práce byly navrženy implementovány dva algoritmy pro předzpracování série snímků za účelem odstranění šumu a zvýšení dynamického rozsahu. Pro možnost načítání snímků a ukládání výsledků byla implementovaná knihovna pro práci s datovým formátem DICOM, který byl vybrán z toho důvodu, že je považován za standard v oblasti archivace rentgenových snímků. Pro demonstraci funkčnosti celého řešení byla navržena ukázková aplikace, která umožňuje aplikovat metody předzpracování na sérii snímků uloženou jako soubory v datovém formátu DICOM. Případná vylepšení implementovaného řešení by se mohli zaměřit na rozšíření DICOM knihovny a další moduly, výpočetní optimalizaci algoritmů metod předzpracování či navržení lepšího způsobu distribuce jednotlivých částí systému. Dosažené výsledky mohou být bez pochyb využity při dalším vývoji rentgenového zařízení SCIOX, ale i jako zdroj informací pro práce zabývající se předzpracováním

série rentgenových snímků a jejich integrací v rámci dalších systémů.

## BIBLIOGRAFIE

- [1] Milan Sonka, Vaclav Hlavac a Roger Boyle. *Image Processing, Analysis, and Machine Vision*. CL Engineering, 2007. ISBN: 978-0495082521.
- [2] “ASTM E2339-15, Standard Practice for Digital Imaging and Communication in Nondestructive Evaluation (DICONDE)”. In: West Conshohocken, PA: ASTM International, 2015. URL: [www.astm.org](http://www.astm.org).
- [3] Vojtěch Ullmann. *Jaderná a radiační fyzika*. 2005. URL: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika.htm>.
- [4] Vojtěch Ullmann. *Aplikace ionizujícího záření*. 2005. URL: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>.
- [5] I.D. McLean a K.H. Ng D.R. Dance A.D.A. Maidment. *Diagnostic Radiology Physics. A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, 2014. ISBN: 978-92-131010-1. (Cit. 05. 11. 2017).
- [6] *The X-ray Beam*. 6. břez. 2016. URL: <https://radiologykey.com/the-x-ray-beam/>.
- [7] Perry Sprawls. *The Physical Principles of Medical Imaging*. 1995. URL: <http://www.sprawls.org/ppmi2/>.
- [8] Markus Körner et al. “Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview”. In: *RadioGraphics* 27.3 (2007). PMID: 17495286, s. 675–686.
- [9] Lucie Súpová. *Modulační přenosová funkce (2)*. 9. lis. 2015. URL: <http://www.sukupova.cz/modulacni-prenosova-funkce-2/>.
- [10] Arun Kumar Gupta. *Diagnostic Radiology: Recent Advances and Applied Physics in*. JP Medical Ltd, 30. čvc 2013. ISBN: 9789350904978.
- [11] Glenn F. Knoll. *Radiation detection and measurement*. John Wiley, 11. srp. 2010. 830 **pagetotals**. ISBN: 9780470131480.
- [12] G. A. Baxes. *Digital image processing: principles and applications*. John Wiley & Sons, 1994.
- [13] Rafael C. Gonzalez a Richard E. Woods. *Digital image processing*. Pearson, 2007. ISBN: 978-0131687288.
- [14] J. Fessler. *X-ray imaging: noise and SNR*. 1. ún. 2009. URL: <https://web.eecs.umich.edu/~fessler/course/516/l/c6-noise.pdf>.



- [15] Ethan Rublee et al. “ORB: An Efficient Alternative to SIFT or SURF”. In: *Proceedings of the 2011 International Conference on Computer Vision. ICCV '11*. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society, 2011, s. 2564–2571. ISBN: 978-1-4577-1101-5.
- [16] Michael Calonder et al. “BRIEF: Binary Robust Independent Elementary Features”. In: *Proceedings of the 11th European Conference on Computer Vision: Part IV. ECCV'10*. Heraklion, Crete, Greece: Springer-Verlag, 2010, s. 778–792. ISBN: 3-642-15560-X, 978-3-642-15560-4. URL: <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1888089.1888148>.
- [17] Edward Rosten, Reid Porter a Tom Drummond. “FASTER and better: A machine learning approach to corner detection”. In: *IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence* 32 (2010), s. 105–119.
- [18] Paul E. Debevec a Jitendra Malik. “Recovering High Dynamic Range Radiance Maps from Photographs”. In: *Proceedings of the 24th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques. SIGGRAPH '97*. New York, NY, USA: ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co., 1997, s. 369–378. ISBN: 0-89791-896-7.
- [19] Optical Society Of America. *Handbook of Optics, Vol. 2: Devices, Measurements, and Properties, Second Edition*. McGraw-Hill Professional, 1994. ISBN: 0-07-047974-7.
- [20] SPELLMAN HIGH VOLTAGE ELECTRONICS CORPORATION. *Spellman XRB011 Monoblock X-Ray Source*. 2010. URL: <https://www.spellmanhv.com/-/media/en/Products/XRB011.pdf>.
- [21] TELEDYNE DALSA. *Shad-o-Box HS Product Family Datasheet*. 2017. URL: [http://info.teledynedalsa.com/acton/attachment/14932/f-035a/1/-/-/-/-/ShadoBoxHS\\_datasheet.pdf](http://info.teledynedalsa.com/acton/attachment/14932/f-035a/1/-/-/-/-/ShadoBoxHS_datasheet.pdf).
- [22] ELEDUS. *Kabinetový RTG přístroj pro kontrolu elektroniky SCIOX SMT*. 2018. URL: <https://www.eledus.cz/sciox-smt/>.
- [23] The Python Software Foundation. *Python 3.6.5 documentation*. The Python Software Foundation. 2018. URL: <https://docs.python.org/3/> (cit. 10.05.2018).
- [24] Jupyter Team. *Jupyter Notebook*. 2015. URL: <https://jupyter-notebook.readthedocs.io/en/stable/>.
- [25] Scikit image development team. *skimage 0.14dev docs*. 2018. URL: <http://scikit-image.org/docs/dev/>.

- [26] Eric Firing Michael Droettboom John Hunter Darren Dale a the Matplotlib development team. *matplotlib version 2.2.2*. 5.kvěť. 2018. URL: <https://matplotlib.org/contents.html>.
- [27] The SciPy community. *NumPy Reference*. 16.dub. 2018. URL: <https://docs.scipy.org/doc/numpy/reference/index.html>.
- [28] F. Drago et al. “Adaptive Logarithmic Mapping For Displaying High Contrast Scenes”. In: *Computer Graphics Forum* (2003). ISSN: 1467-8659.
- [29] “NEMA PS3 / ISO 12052, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard”. In: National Electrical Manufacturers Association. Rosslyn, VA, USA. URL: <http://medical.nema.org/>.
- [30] Microsoft. *.NET Standard*. 2018. URL: <https://docs.microsoft.com/en-us/dotnet/standard/net-standard>.
- [31] Microsoft. *.NET Core API Reference version 2.0*. 2018. URL: <https://docs.microsoft.com/en-us/dotnet/api/?view=netcore-2.0>.
- [32] Microsoft. *.NET Framework API Reference version 4.7.2*. 2018. URL: <https://docs.microsoft.com/en-us/dotnet/api/?view=netframework-4.7.2>.
- [33] Mono Project. *Documentation*. 2018. URL: <https://www.mono-project.com/docs/>.
- [34] Microsoft. *NuGet Documentation*. 2018. URL: <https://docs.microsoft.com/en-us/nuget/>.
- [35] Docker Inc. *Docker Documentation*. 2018. URL: <https://docs.docker.com>.
- [36] Inc. Chocolatey Software. *Chocolatey - Software Management for Windows*. 2018. URL: <https://chocolatey.org/docs>.

## SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

CR	Nepřímá Radiografie – Computed Radiography
DR	Přímá Radiografie – Direct Radiography
TFT	Tenkovrstvý Transistor – Thin Film Transistor
CCD	Zařízení s Vázanými Náboji – Charge Coupled Devices
MTF	Modulační Přenosová Funkce – Modulation Transfer Function
DQE	Detekční Kvantová Účinnost – Detective Quantum Efficiency
SNR	Poměr Signál-Šum – Signal-Noise Ratio
MRI	Magnetická Rezonance – Magnetic Resonance Inspection
DFT	Diskrétní Fourierova Transformace – Discrete Fourier Transformation
CT	Výpočetní Tomografie – Computed Tomography
AAR	Průměrování po Registraci – Average After Registration
ORB	Oriented FAST And Rotated BRIEF
BRIEF	Binary Robust Independent Elementary Features
FAST	Features from Accelerated Segment Test
SIFT	Scale-invariant Feature Transform
SURF	Speeded up robust features
RANSAC	Random sample consensus
HDR	High dynamic range
SVD	Metoda Singulárního Rozkladu – Singular Value Decomposition
ACR	American College of Radiology
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
DICONDE	DICOM for nondestructive evaluation
IOD	Definice Informačního Objektu – Information Object Definition
SOP	Pár Služba-Objekt – Service-Object Pair

# SEZNAM PŘÍLOH

<b>A</b>	<b>Popis struktury adresáře</b>	<b>96</b>
<b>B</b>	<b>Spuštění aplikace a služby</b>	<b>97</b>
	B.0.1 Spuštění služby v Docker kontejneru . . . . .	97
	B.0.2 Spuštění ukázkové aplikace . . . . .	97
<b>C</b>	<b>Výsledné snímky</b>	<b>100</b>

## A POPIS STRUKTURY ADRESÁŘE

thesis-package	Kořenový adresář
└ xchmel22_DP.pdf	Tato práce
└ readme.txt	Návod pro spuštění ukázkové aplikace
└ dataset	Série testovacích snímků
└ hdr_calibration_data	Kalibrační snímky pro HDR
└ ldr_data	Snímky pro aplikaci HDR
└ noised_data	Snímky pro aplikaci AAR
└ master-thesis	Zdrojové soubory pro tuto práci
└ master-thesis-dicom	Zdrojové soubory implementací
└ dicom	Implementace DICOM knihovny a ukázkové aplikace
└ improc	Implementace předzpracování série snímků
└ master-thesis-notebooks	Implementace v Jupyter notebook.
└ dynamic_range_enhancement	Metody pro zvýšení dynamického rozsahu
└ noise_reduction	Metody pro snížení šumu
└ releases	Zkompilované spustitelné soubory ukázkové aplikace
└ results	Výstupy ukázkové aplikace
└ aar	Výstupy AAR
└ hdr	Výstupy Debevecovy metody

Zdrojové soubory této práce a implementací lze nalézt v repositářích:

- <https://gitlab.com/petrchmelar179/master-thesis>
- <https://gitlab.com/petrchmelar179/master-thesis-dicom>
- <https://gitlab.com/petrchmelar179/master-thesis-notebooks>

## B SPUŠTĚNÍ APLIKACE A SLUŽBY

Tato část přílohy popisuje způsob spuštění služby a ukázkové aplikace. Před spuštěním aplikace musí běžet služba, které se ukázková aplikace dotazuje

### B.0.1 Spuštění služby v Docker kontejneru

Nejprve je nutné nainstalovat Docker z webové stránky <https://www.docker.com/get-docker>. V případě potíží s instalací můžete využít manuál, který je dostupný na adrese <https://docs.docker.com/install/#docker-certified-infrastructure>. Po instalaci Dockeru stačí z příkazové řádky zadat příkaz pro spuštění kontejneru:

```
docker run -it -p 50052:50052 pchmelar/improc-service
Starting improc service server...
Improc service server started.
2018-04-27 12:29:26.346808 Periodical beat
2018-04-27 12:29:31.352018 Periodical beat
2018-04-27 12:29:36.357201 Periodical beat
```

Docker automaticky stáhne obraz z veřejného repositáře a spustí ho v izolovaném prostředí kontejneru.

### B.0.2 Spuštění ukázkové aplikace

Po spuštění služby může být využita veškerá funkcionality ukázkové aplikace, která může být stažena jako spustitelný soubor z adresy [https://www.dropbox.com/sh/tam3xayyr2lf1m8/AAB1PLK2MFpvY\\_Iy7A4qcPIqa?dl=0](https://www.dropbox.com/sh/tam3xayyr2lf1m8/AAB1PLK2MFpvY_Iy7A4qcPIqa?dl=0) nebo využita aplikace, která je přiložena jako příloha k této práci. Pro ověření funkčnosti aplikace na vašem systému ji můžete spustit s parametrem *-help*:

```
Eledus.Sciox.Dicom.SampleApp.exe --help
Eledus.Sciox.Dicom 1.0.0
Copyright (C) 2018 Eledus.Sciox.Dicom.SampleApp
```

aar	Apply averaging after registration on dicom files series.
hdrcalib	Calibrate HDR service with data.
hdr	Apply HDR service on dicom files series.
help	Display more information on a specific command.
version	Display version information.

V případě, že byla nápověda vytisknuta do konzole úspěšně, můžete přistoupit k volání jednotlivých metod předzpracování pomocí příkazů aplikace. Spolu s aplikací

jsou ve složce dostupná ukázková data, pomocí kterých by mělo být možné všechny metody úspěšně aplikovat. Pro aplikaci AAR lze použít příkaz:

```
Eledus.Sciox.Dicom.SampleApp.exe aar  
-i noised_images\ -o aar_result.dcm
```

```
[18:44:08 INF] GRPC client initalized.  
[18:44:08 INF] aar parameters succesfully parsed.  
[18:44:08 INF] Loading noised_images\60kV_250uA_160ms.dcm  
[18:44:09 INF] File noised_images\60kV_250uA_160ms.dcm  
was succesfully loaded  
[18:44:09 INF] Loading noised_images\60kV_250uA_160ms_1.dcm  
...  
...  
[18:44:10 INF] Loading noised_images\60kV_250uA_160ms_9.dcm  
[18:44:10 INF] File noised_images\60kV_250uA_160ms_9.dcm  
was succesfully loaded  
[18:44:10 INF] Calling AAR request on improc service.  
[18:44:17 INF] AAR request completed with succesfull response.  
[18:44:17 INF] Creating new DICOM data from AAR response.  
[18:44:17 INF] New DICOM data was succesfully created from AAR response.  
[18:44:17 INF] Creating new file: aar_result.dcm.  
[18:44:17 INF] New file aar_result.dcm was succesfully created.  
[18:44:17 INF] Writing new DICOM data to aar_result.dcm.  
[18:44:18 INF] New DICOM data was succesfully written to aar_result.dcm.
```

Kalibrace HDR může být provedena zavolání příkazu:

```
Eledus.Sciox.Dicom.SampleApp.exe hdrcalib -i hdr_calibration_images\  
[18:47:31 INF] GRPC client initalized.  
[18:47:31 INF] hdrcalib parameters succesfully parsed.  
[18:47:31 INF] Loading hdr_calibration_images\60kV_250uA_160ms.dcm  
[18:47:31 INF] File hdr_calibration_images\60kV_250uA_160ms.dcm  
was succesfully loaded  
...  
...  
[18:47:31 INF] Loading hdr_calibration_images\60kV_250uA_80ms.dcm  
[18:47:31 INF] File hdr_calibration_images\60kV_250uA_80ms.dcm  
was succesfully loaded  
[18:47:31 INF] Calling HDR calibration request on improc service.
```

[18:47:32 INF] HDR calibration request completed with succesfull response.  
[18:47:32 INF] HDR calibration succesfully done.

Vytvoření HDR snímku je poté provedeno zavoláním příkazu:

```
Eledus.Sciox.Dicom.SampleApp.exe hdr -i ldr_images\ -o hdr_result.dcm  
[18:48:58 INF] GRPC client initalized.  
[18:48:58 INF] hdr parameters succesfully parsed.  
[18:48:58 INF] Loading ldr_images\60kV_250uA_160ms.dcm  
[18:48:59 INF] File ldr_images\60kV_250uA_160ms.dcm was succesfully loaded  
...  
...  
[18:48:59 INF] Loading ldr_images\60kV_250uA_80ms.dcm  
[18:48:59 INF] File ldr_images\60kV_250uA_80ms.dcm was succesfully loaded  
[18:48:59 INF] Calling HDR request on improc service.  
[18:49:07 INF] HDR request completed with succesfull response.  
[18:49:07 INF] Creating new DICOM data from HDR response.  
[18:49:07 INF] New DICOM data was succesfully created from HDR response.  
[18:49:07 INF] Creating new file: hdr_result.dcm.  
[18:49:07 INF] New file hdr_result.dcm was succesfully created.  
[18:49:07 INF] Writing new DICOM data to hdr_result.dcm.  
[18:49:07 INF] New DICOM data was succesfully written to hdr_result.dcm.
```

Výstupní DICOM snímky lze zobrazit například pomocí aplikace MicroDicom, která je dostupná na adrese <http://www.microdicom.com>. Výstupní snímky by měly být stejné jako snímky na obrázku C.2.

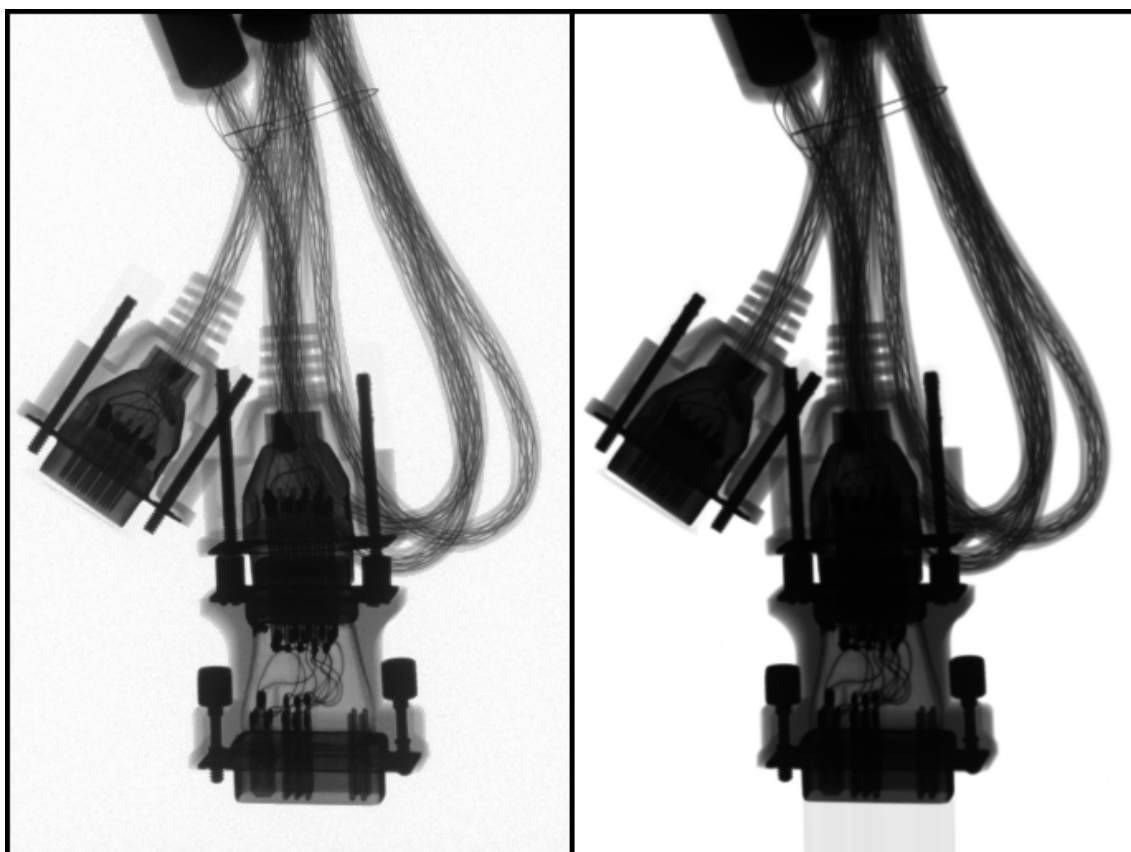


## C VÝSLEDNÉ SNÍMKY

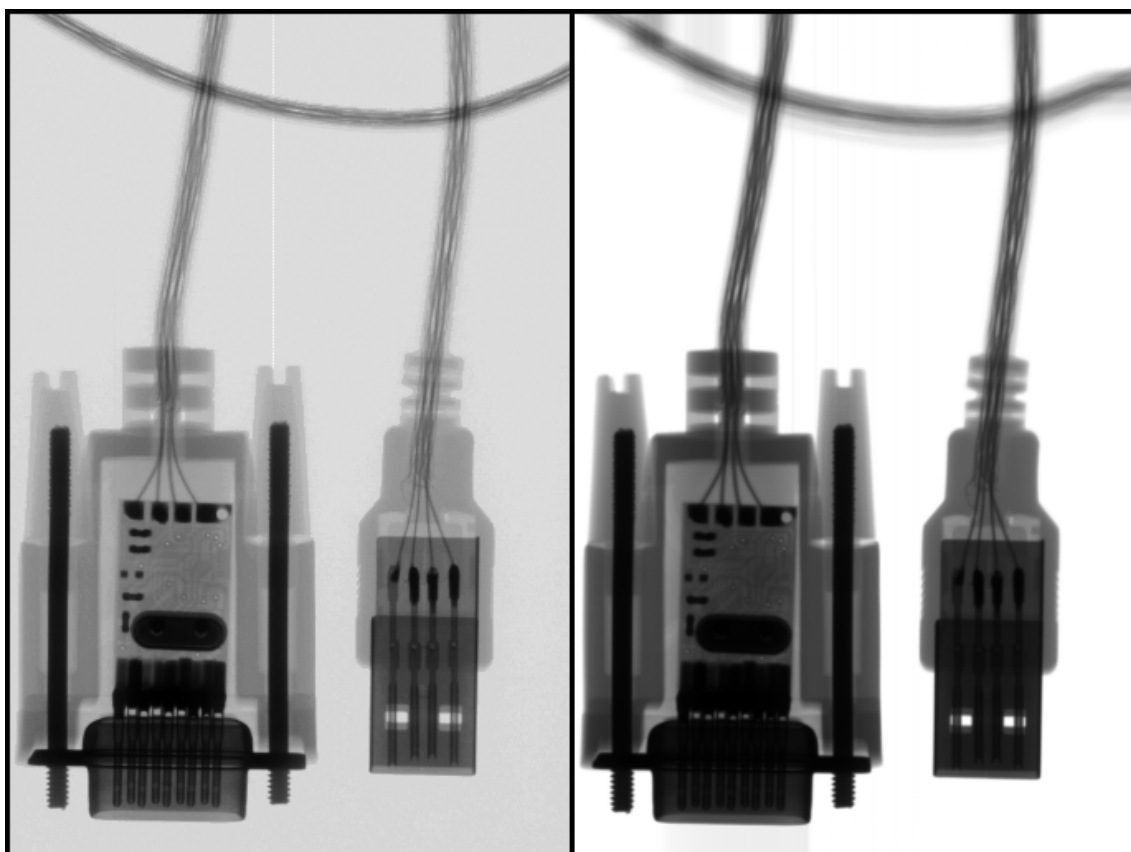
Tato část příloh ukazuje výsledky aplikování metod pro předzpracování série rentgenových snímků na sérii testovacích snímků z kapitoly 3.1. Snímky byly získány pomocí ukázkové aplikace z kapitoly 8 a před zobrazením byly normalizovány roztažením hodnot pixelů do celého rozsahu.



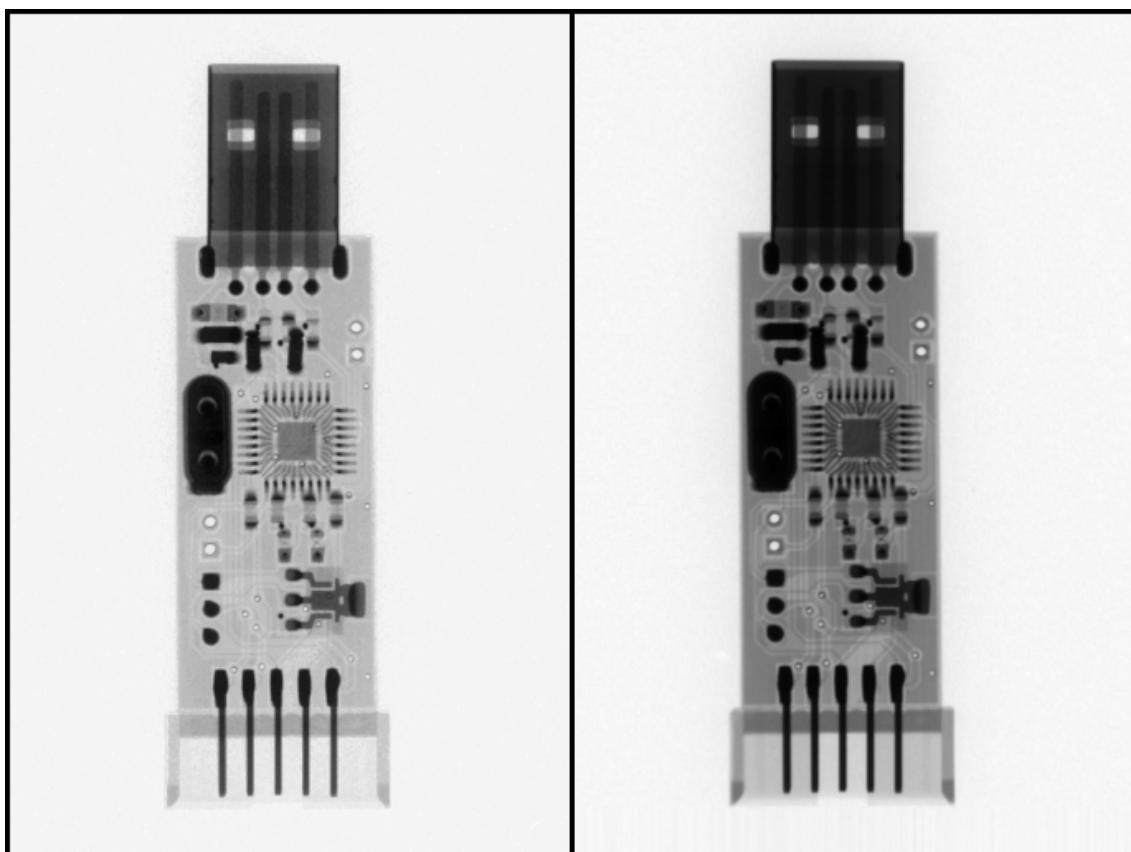
Obr. C.1: Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků zapalovac.



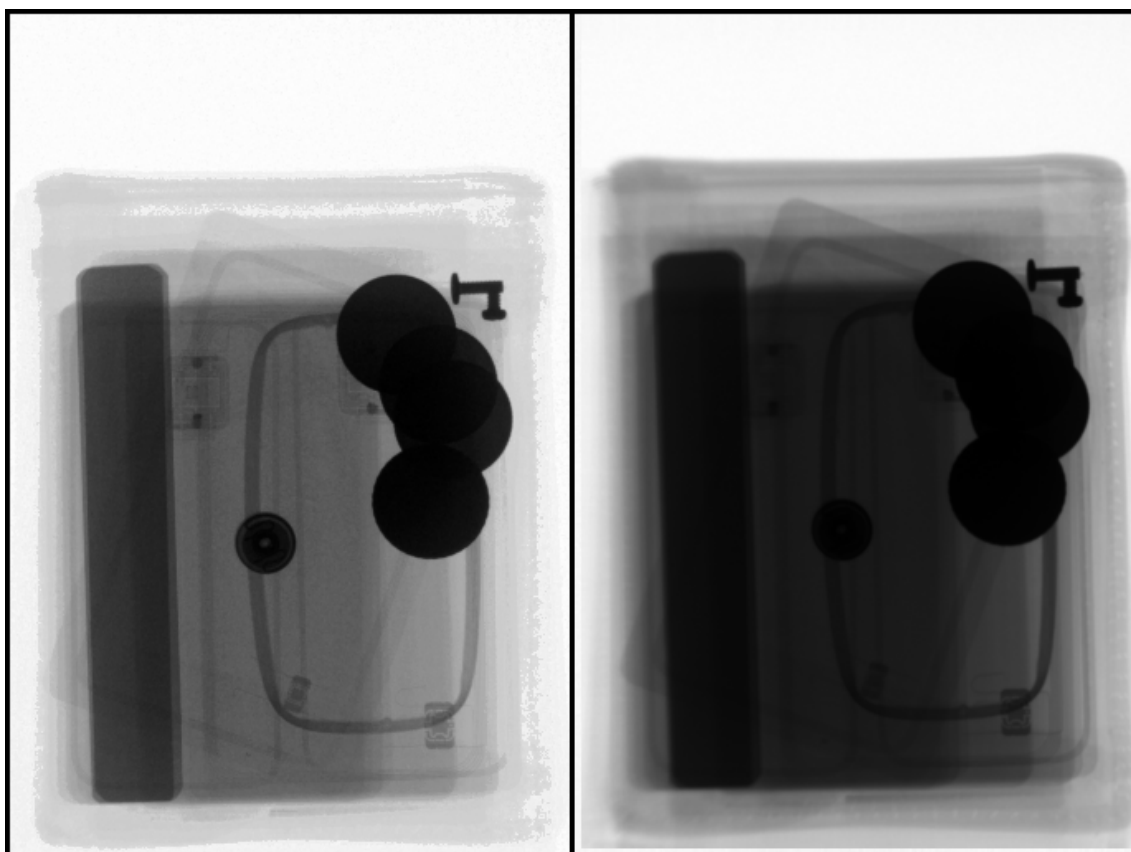
Obr. C.2: Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků vga.



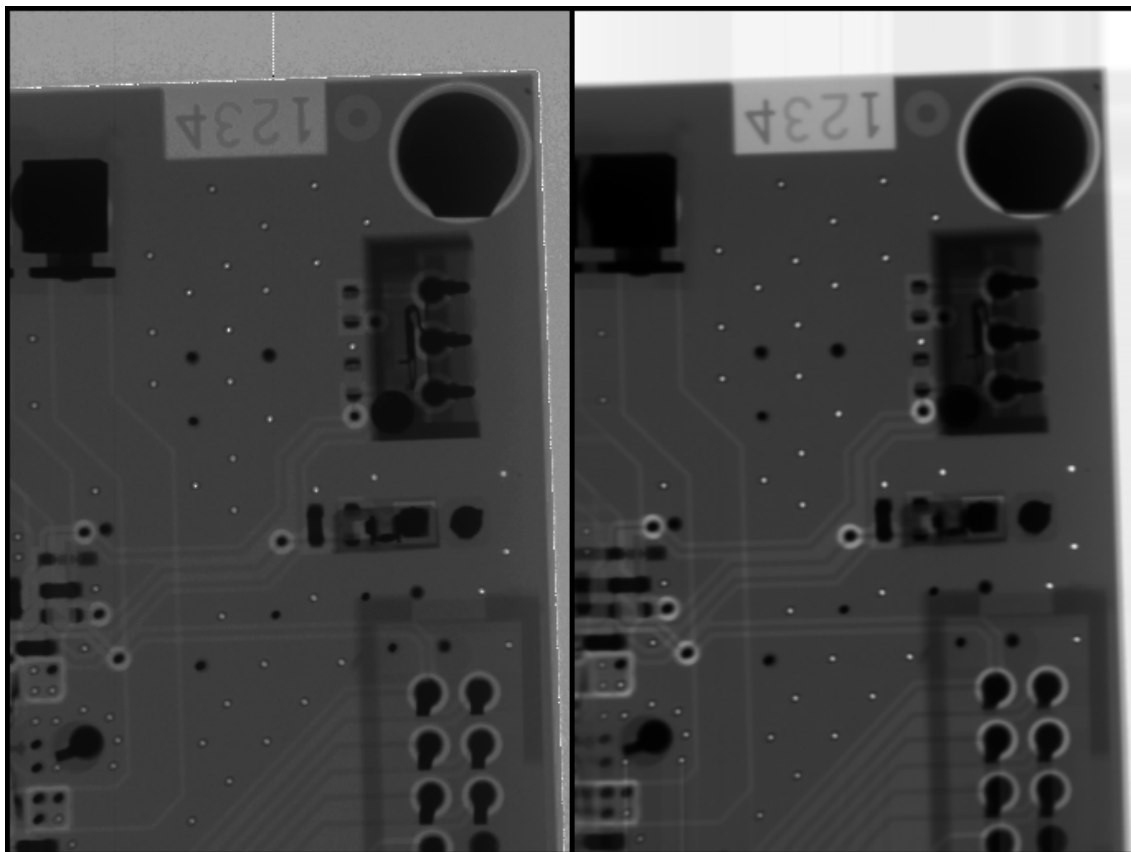
Obr. C.3: Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků usb\_to\_rs232.



Obr. C.4: Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků programátor.



Obr. C.5: Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků penezenka.



Obr. C.6: Výsledné snímky po aplikaci Debevecovy metody (vlevo) a AAR (vpravo) na sérii snímků demo\_board.